



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**ANÁLISIS IN VITRO DE LA
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE
PUENTES POSTERIORES DE ÓXIDO
DE CIRCONIO**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
Máster en Ciencias Odontológicas

CARLOS LÓPEZ SUÁREZ

2012

ANÁLISIS IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PUENTES POSTERIORES DE ÓXIDO DE CIRCONIO

Trabajo de Investigación
Máster en Ciencias Odontológicas

Carlos López Suárez

Tutora:
Profa. Dra. M^a Jesús Suárez García

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid

MADRID, 2012

Dña. Mª Jesús Suárez García, Profesora Titular del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifica que:

El trabajo de investigación titulado: “Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de puentes posteriores de óxido de circonio” del que es autor D. Carlos López Suárez, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido como Trabajo Fin de Master.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a treinta de Mayo de dos mil doce.

Fdo. Mª Jesús Suárez García

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	5
1.1 CERÁMICAS CIRCONIOSAS	7
1.2. TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR (CAD(CAM)	9
1.3. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	12
1.3.1. Concepto	12
1.3.2. Resistencia a la flexión de las cerámicas	16
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO	18
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	20
4. MATERIAL Y MÉTODOS	22
4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS	23
4.1.1. Muñones	23
4.1.2 Bases	24
4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS	25
4.3. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES	26
4.3.1. Confección de los puentes Lava AllCeramic System	26
4.3.2. Confección de los puentes NobelProcera Zirconia	31
4.4. CEMENTADO	35
4.5. ENSAYO E FLEXIÓN	35
4.5.1. Confección de la pletina	35
4.5.2. Confección del empujador	36
4.5.3 Instrumento para pruebas mecánicas	37
4.5.4. Carga	38
4.6 TRATAMIENTO DE LOS DATOS	40
5. RESULTADOS	42
5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	43
5.1.1. Resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos	44
5.1.2. Resistencia a la fractura parcial y total en cada sistema cerámico	46
5.1.3. Tipo de fractura	50
5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL	52
5.2.1. Resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos	52
5.2.3. Resistencia a la fractura parcial y total en cada sistema cerámico	53
6. DISCUSIÓN	54
6.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA	56
7. CONCLUSIONES	64
8. BIBLIOGRAFÍA	66
9. ANEXO	75
9.1. PRUEBAS ESTADÍSTICAS	76

1. INTRODUCCIÓN

La porcelana sola o asociada a metal se viene usando en Odontología desde 1844 aunque su uso es cada vez mas común, sobre todo cuando está comprometida la estética. Para manejar los materiales cerámicos es preciso tener unas nociones básicas de su composición y de la técnica de confección en el laboratorio dental, lo que hará que ante el dilema de la elección de un tipo u otro de porcelana, el profesional realice una correcta selección de aquella que pueda estar mas indicada para resolver un caso concreto.¹⁻⁴

Hablar de porcelana es hablar de la física y la química del silicio (latín: silex), que combinado con oxígeno forma sílice o cuarzo (el material mas difundido de la corteza terrestre). Su unidad estructural es el tetraedro de silicio, de una enorme estabilidad y apenas atacable por ácidos con excepción del ácido fluorhídrico, siendo la base de las restauraciones cerámicas (feldespática, aluminosas y circoniosas).²

El concepto de cerámica sin metal, hace referencia a una amplia gama de materiales que se diferencian entre sí en el proceso de fabricación y sobre todo en las propiedades. No existe en la actualidad ninguna “cerámica universal”, por lo que la elección correcta y adecuada para la indicación es en gran medida el éxito del tratamiento.⁴

Desde la aparición de las primeras coronas completas de porcelana a principios del siglo XX, ha habido una progresión constante tanto en los materiales, como en las tecnologías para intentar dar una solución óptima a los compromisos estéticos, así como para evitar los inconvenientes inherentes al método tradicional, esto es la resistencia a la fractura y el problema de la contracción surgida durante la cocción de la porcelana.¹

Así en la década de 1980 comenzaron a comercializarse las porcelanas de elevada resistencia y baja contracción, en un intento de solventar los problemas de fragilidad y desadaptación marginal inherentes a las porcelanas convencionales, feldespáticas o aluminosas, con indicaciones muy limitadas para restauraciones unitarias en los sectores anteriores. Con este fin fueron apareciendo diversos sistemas cerámicos, algunos de los

cuales han desaparecido debido a los problemas que presentaban sobre todo relacionados con la fractura, y otros siguen aún vigentes.¹⁻³

Pero es a partir de la década de los 90 y sobre todo del 2000 cuando ha habido un gran desarrollo en el campo de las cerámicas dentales, motivado en gran parte a la elevada demanda de estética por parte de los pacientes y en un intento de mejorar las propiedades mecánicas de las cerámicas sobre todo para la confección de puentes en los sectores posteriores, ya que los sistemas cerámicos existentes en ese momento tenían limitadas sus indicaciones a restauraciones unitarias y prótesis parcial fija en los sectores anteriores. Por ello las investigaciones se centran en la actualidad en los sistemas cerámicos de óxido de circonio.

El desarrollo de nuevas tecnologías de confección asistidas por ordenador, han surgido en un intento de ahorrar tiempo y costes en cuanto a la elaboración del producto y conseguir unos resultados superiores respecto a los sistemas de confección convencionales. Estas tecnologías denominadas CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) permiten realizar una restauración mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes.^{5,6}

1.1 CERÁMICAS CIRCONIOSAS

El circonio es conocido desde la antigüedad como gema y su nombre procede del árabe zargon (color oro). La zirconia, el dióxido de circonio (ZrO_2), se identificó como tal en 1789 por el químico alemán Klaproth y se utilizó durante mucho tiempo como pigmento para cerámicas.⁷

Los cristales de zirconia se pueden organizar en tres patrones diferentes: monoclinico, cúbico y tetragonal. La zirconia pura es monoclinica a temperatura ambiente. Mezclando el óxido de circonio con otros óxidos metálicos (magnesio, cerio, itrio) se puede obtener una gran estabilidad molecular,⁷ siendo la zirconia parcialmente estabilizada con óxido de ytrio (Y_2O_3), también conocida como zirconia tetragonal policristalina, la combinación mas estudiada hasta el momento.⁸

Estas cerámicas están pues compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). La zirconia ha sido usada durante décadas en la industria para la confección de instrumentos de corte y fabricación de herramientas de metal, en la industria automovilística, como hilos en la industria textil, o como material refractario en industrias cerámicas.^{8,9} La primera aplicación en biomedicina se realizó en 1969 para la confección de prótesis de cadera.

Tienen una microestructura totalmente cristalina, y un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”. Este fenómeno descubierto por Garvie y cols¹⁰ en 1975 significa que cuando aparece una grieta por estrés mecánico, la cerámica sufre una transformación en su fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, Esta modificación cristalina es seguida por una expansión, con un incremento en el volumen de los granos, evitando así la propagación de la grieta. La zirconia tiene unas propiedades mecánicas similares al acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser de 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de unos 2000 MPa, por ello a la zirconia se le considera el “acero cerámico”.⁷ Las restauraciones confeccionadas con zirconia son muy opacas ya que no poseen fase vítrea, de modo que sólo se utilizan como subestructura de las restauraciones que posteriormente se recubrirán con cerámicas convencionales.

Son actualmente el material cerámico más resistente y estable del mercado con unas propiedades mecánicas excelentes que le permiten ser usado para la confección de puentes en sectores posteriores.¹¹⁻¹⁴

En la actualidad existen muchos sistemas cerámicos compuestos por óxido de circonio, entre los que cabe destacar:

- **LavaTM All Ceramic System** (3M ESPE).
- **Cercon[®]** (Dentsplay- Degussa).
- **NobelProcera[®] Zirconia** (Nobel Biocare).
- **In-Ceram[®] YZ** (VITA).
- **IPS e.max[®] ZIRCAD** (Ivoclar).
- **DC-Zircon[®]** (DCS Dental AG).
- **Denzir[®]** (Dentronic).
- **Hint-Els[®] Zirconium TPZ**.

1.2. TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR (CAD/CAM)

La tecnología CAD/CAM se venía utilizando en otras áreas de la industria como los automóviles, aplicado para situaciones que precisaban de una gran precisión y reproductibilidad. El primero que llevó la idea al mundo de la Odontología fue François Duret que trabajaba con ordenadores para la fabricación de prótesis dentales desde 1971 y cuya primera corona fue fresada en 1985, sin embargo el sistema desarrollado por Duret no fue ampliamente utilizado debido a la falta de precisión de la digitalización y la potencia del ordenador.^{5,6,15}

Posteriormente Mormann y cols desarrollaron el sistema CEREC, comenzando con la fabricación de inlays cerámicos mediante tecnología CAD/CAM, digitalizando la cavidad del inlay directamente en la boca del paciente. El término CAD/CAM llegó a ser popular en odontología con la introducción del sistema CEREC.¹⁵

La introducción de los sistemas CAD/CAM fue llevada a cabo para resolver ciertos problemas en la técnica convencional y mejorar, modernizando el proceso. Entre sus ventajas cabe destacar:^{5,6,11-15}

- Permiten elaborar restauraciones dentales de alta precisión ya que son procedimientos muy controlados y automatizados
- Ahorran de tiempo, gracias a la automatización del proceso y a la supresión de algunos de los pasos de laboratorio necesarios para la técnica convencional, como son la obtención de modelos duplicados, modelado en cera y proceso de colado.
- Evitan las distorsiones inherentes al método tradicional.
- En algunos casos pueden incluso evitar la toma de impresiones convencionales o la preparación de provisionales.
- Incrementan la eficiencia en el procesado de laboratorio.

Esta tecnología ha evolucionado rapidísimamente en los últimos 20 años al existir mas de 17 sistemas CAD/CAM diferentes. Algunos de ellos han ido desapareciendo al ser reemplazados por otros con mejores características y resultados, estando sujeta pues esta tecnología a un proceso continuo de nuevas mejoras. No obstante, el uso de la

tecnología informática solo es justificable con la condición de que se puedan mejorar, o como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales.^{5,6}

Aunque la tecnología CAD/CAM se desarrolló inicialmente para la confección de incrustaciones, en la actualidad se pueden utilizar para fabricar restauraciones de recubrimiento total unitarias o estructuras de prótesis fija confeccionadas a su vez con diversas cerámicas: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.¹⁶

Estas técnicas constan fundamentalmente de tres fases: digitalización, diseño por ordenador y mecanizado. Mediante un escáner, que puede ser óptico o mecánico, se registra tridimensionalmente la superficie del muñón. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un laser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones). Estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software específico de cada sistema cerámico. En esta fase, el dato mas importante, es la situación de la línea de terminación. Por regla general, el margen tiene que suponer un cambio drástico de dirección para que pueda ser reconocido por el propio ordenador. Cuando esto no es posible, los programas de diseño permiten dibujar la línea de terminación sobre la imagen virtual de la preparación, aunque esta práctica no es recomendable. Por este motivo cuando se emplean estos sistemas, es muy importante preparar nítidamente el diseño de la línea de terminación gingival de la preparación. A continuación el ordenador da instrucciones a una unidad de fresado, que inicia de forma automática la fabricación de la estructura interna o la restauración completa de porcelana.¹⁶⁻¹⁸

Los métodos de confección se pueden clasificar en tres grupos:^{17,19}

- Fresado de un bloque cerámico completamente sinterizado.
- Fresado de un bloque cerámico presinterizado y tratamiento posterior mediante alta sinterización o infiltración vítrea.
- Prensado isostático en frío de polvo cerámico, fresado y sinterización final.

Por último el núcleo resultante se recubre con porcelana mediante la técnica convencional de capas para obtener la morfología final de la restauración.

En la actualidad se pueden clasificar de forma sencilla los sistemas CAD/CAM en dos grupos: ⁵

- Métodos directos: Sistemas CAD/CAM totalmente integrados, es decir el clínico hace todo el proceso dentro de la consulta dental y sin necesidad del apoyo de un laboratorio.
- Métodos indirectos: Se subdividen a su vez en dos grupos, en función de la localización de la operación de CAD: 1) Realización del proceso CAD en el gabinete dental (impresión óptica o mecánica), y se transmiten los datos a una estación central de CAM para la fabricación de la restauración y 2) La impresión dental se toma en la consulta, y la información recogida se transmite a una estación central donde operan los módulos CAD/CAM.

Existen muchos sistemas CAD/CAM disponibles en el mercado, siendo los mas representativos: Cercon (Dentsply), DCS (DCS), Cerec (Sirona), Lava (3M ESPE), NobelProcera (Nobel Biocare), Everest (Kavo), In-Ceram (VITA) o IPS emax ZirCAD (Ivoclar-Vivadent) entre otros.^{3,5,6,14,16} La sistemática de confección de las restauraciones es muy similar en todos ellos, pero sin embargo existen diferencias en el escáner empleado.

El sistema NobelProcera emplea un escáner mecánico que consiste en una sonda mecánica que explora la superficie del troquel creando una imagen tridimensional de su configuración. Persson y cols ^{20,21} confirmaron la excelente precisión de esta unidad cuantificando su distorsión en $\pm 10 \mu\text{m}$.

El resto de los sistemas cerámicos emplean el mismo sistema de escaneado mediante un laser que realiza la digitalización óptica de la preparación. Sin embargo, a pesar de la alta resolución del laser, varios autores han demostrado que la digitalización mecánica es mas precisa que la captación óptica. ^{16,17,20,22-27}

1.3. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

1.3.1. CONCEPTO

El estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales es una de las principales aplicaciones de la física en el campo de la odontología, ya que la mayoría de los materiales dentales van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas repetidas durante años.²⁸

Propiedades mecánicas se refiere al conjunto de comportamientos que exhiben los materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos o fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que pueden comportar en el ámbito bucal.²⁸

Resistencia a la flexión es aquella capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir, para evitar ser doblado. Es la propiedad mecánica más comúnmente considerada.²⁹

Las resistencias de los materiales frágiles son medidas en flexión (doblado) ya que son test sencillos de realizar. Cada material tiene una fuerza interior específica o resistencia, que se opone a que el material se deforme o se rompa.

En general, se denomina carga a la fuerza externa que actúa sobre el material, y tensión a la fuerza igual y en sentido contrario que se genera dentro del material y que se opone a la carga.³⁰

Se define “fuerza” como aquel influjo o capacidad que al actuar sobre un cuerpo modifica el estado de reposo o de movimiento imprimiéndole una aceleración. Una fuerza queda definida por tres características: punto de aplicación, magnitud y dirección de la aplicación. La unidad de medida es el Newton.²⁸

$$N = \frac{Kg \times m}{s^2}$$

Las fuerzas que se ejercen sobre un cuerpo en reposo van a provocar una deformación del mismo, que será mayor o menor según la intensidad de la fuerza aplicada. En la respuesta de un material a la fuerza ejercida sobre él se puede diferenciar una secuencia:

- **Deformación elástica:** cuando el material es sometido a un esfuerzo se deforma, pero cuando deja de actuar la fuerza el material recupera su dimensión original. Es una deformación reversible.
- **Deformación plástica:** Si la fuerza es mayor o continua, el material se deforma hasta un punto en que no recupera su forma original cuando la fuerza deja de actuar. Es una deformación irreversible.
- **Resistencia final:** Si la carga aumenta llega a un punto en el que se produce la fractura.³¹

Los materiales frágiles (como las cerámicas) suelen fracturarse durante la tensión por lo que los test de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. Bajo las mismas condiciones clínicas se recomienda escoger siempre un material propiamente resistente en vez de uno más débil.^{2,28,29,31}

La flexión es un fenómeno complejo. Durante la flexión, la fuerza de tensión alcanza el máximo en una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta del material. En la zona cóncava se producen fenómenos de compresión mientras que en la zona convexa se aprecian fenómenos de tracción. (Fig. 1). Este fenómeno de flexión se puede observar en una prótesis parcial fija

El ensayo mas empleado en los estudios de resistencia a la flexión de los materiales cerámicos es el ensayo por carga en tres puntos:^{32,33}

Se realiza sobre probetas apoyadas en 2 puntos, aplicando la carga a la superficie contraria bien en un punto equidistante de los dos anteriores.

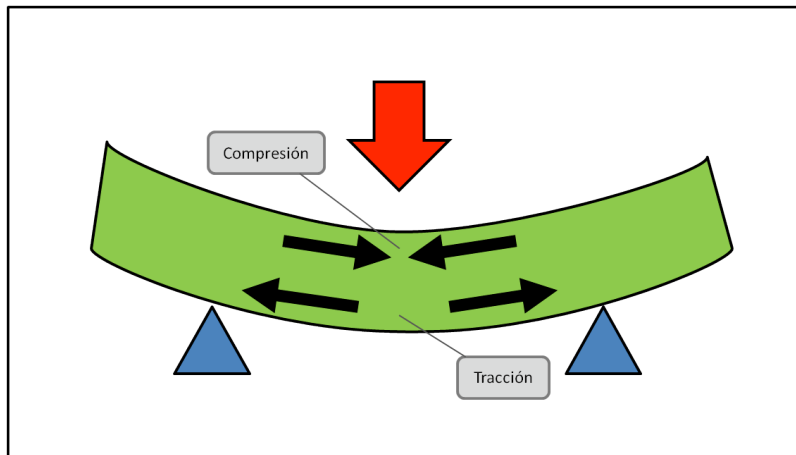


Fig 1. Esquema de ensayo por flexión

Mediante la aparatología adecuada se pueden registrar la carga aplicada y la deformación producida. Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que son las curvas “tensión-deformación”. En el eje de ordenadas se representa la tensión o carga, y en el de abscisas se representa la deformación causada por la carga, por unidad de longitud (Fig 2).

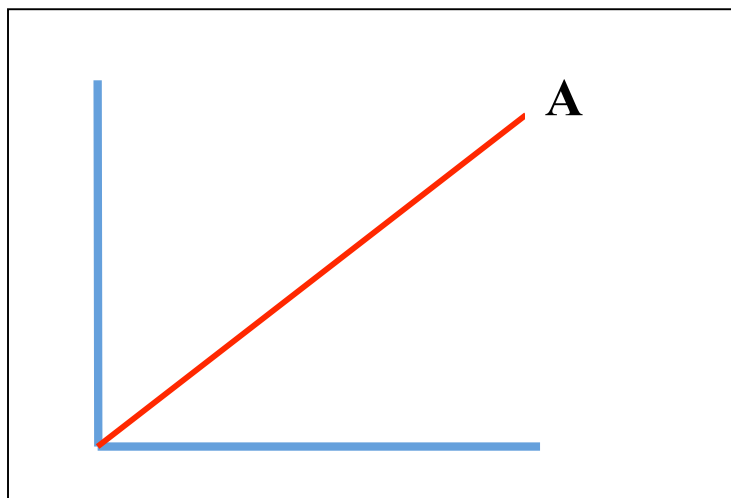


Fig 2. Diagrama de tensión-deformación

En la curva tensión-deformación, la parte recta representa la elasticidad y se llama “parte recta o tramo elástico”. En esta parte tiene lugar una deformación elástica del material directamente proporcional a la fuerza aplicada. A medida que va aumentando la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. La ley de Hooke dice que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. La inclinación de la línea va a dar la rigidez del material, de modo que cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Así la rigidez es la resistencia del material a su deformación. La inclinación de esta línea se llama módulo de elasticidad o módulo de Young, y es característica y constante para cada material.³⁴

El comportamiento mecánico de un material cerámico dental puede ser juzgado de forma más completa si se conoce la curva de resistencia a la fractura (Fig 3).²⁹

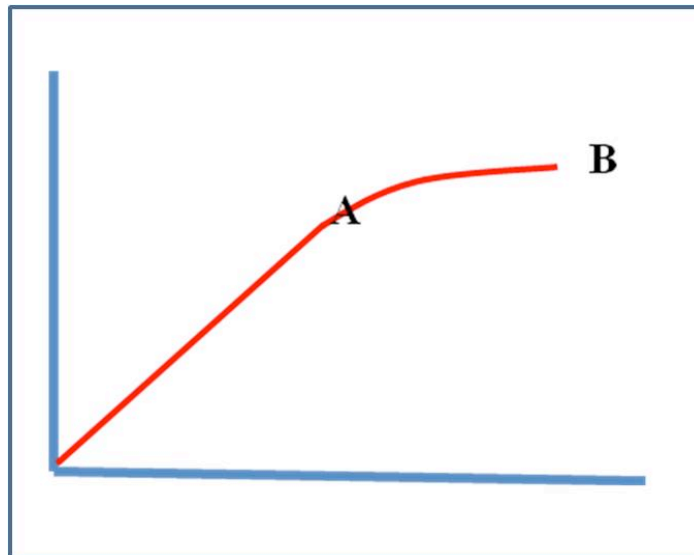


Fig 3. Curva tensión-deformación-fractura

El punto A, es el límite elástico o de proporcionalidad, o límite de resistencia a la deformación elástica o punto de fluencia, pasado el cual puede suceder:

- La fractura, si el material es frágil
- La deformación plástica, si el material es dúctil

Desde A-B tiene lugar la deformación plástica, y en cualquier punto de la curva puede aparecer una grieta que inicie la fractura, que puede tener un mecanismo de propagación frágil o tenaz (tenacidad de rotura).

La fractura de un material es la separación de un cuerpo en dos o más partes. Se pueden distinguir distintos tipos de fractura:

-Fractura frágil: existe poca propagación rápida de la grieta, sin ninguna o muy poca deformación plástica previa.

-Fractura dúctil o tenaz: la grieta se propaga despacio, tras una deformación plástica previa

-Fractura por fatiga del material: ante la acción de fuerzas intermitentes de intensidad variable, se producen una o varias grietas que llevarán a la fractura del material.^{28,35}

1.3.2. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE LAS CERÁMICAS

Son diversos los estudios que han analizado las fuerzas de masticación que soportan los dientes. A nivel de los dientes posteriores se registran las fuerzas masticatorias máximas, que varían entre 400-800 N, mientras que en caninos e incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas entre 200 y 150 N respectivamente.^{33,36-38} Sin embargo en algunos momentos de la masticación, así como cuando existen ciertas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente, hasta llegar a alcanzar valores de hasta 1000 N.³⁹

Distintos estudios afirman que, en general, los sistemas cerámicos tienen una menor resistencia a la flexión que las restauraciones ceramometálicas. Sin embargo, en la actualidad los materiales cerámicos han mejorado sus propiedades mecánicas, hasta llegar a los mismos niveles.^{1,6,40} Las cerámicas poseen muy buenas propiedades mecánicas de resistencia a la flexión y tenacidad de rotura, siendo la cerámica de óxido de circonio la que presenta los valores más elevados.^{14,37,41-43}

La resistencia a la fractura es uno de los factores importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones, y depende de múltiples factores como pueden ser: la geometría, la temperatura, la carga a soportar por la restauración, el material, las diferentes técnicas de confección, o el agente cementante.⁴⁴⁻⁴⁶ Por ello resulta muy difícil establecer comparaciones entre los diferentes estudios sobre la resistencia a la flexión de las cerámicas, debido a que son muchas las variables a contemplar y la metodología empleada es distinta.⁴⁷

Cuando una prótesis parcial fija ceramometálica fracasa sufre grietas en la cerámica de recubrimiento, mientras que la estructura metálica permanece intacta.^{48,49} Sin embargo, cuando una prótesis parcial fija cerámica se fractura, hay una fractura global de la estructura y de la porcelana de revestimiento, encontrándose el origen de la fractura generalmente en la interfase entre la estructura y porcelana de recubrimiento.^{35,50,51}

La fractura en las prótesis parciales fijas cerámicas suele producirse a nivel de los conectores, debido a que las fuerzas tienden a concentrarse con mayor intensidad a nivel de esas áreas.⁵¹⁻⁵⁶ Diversos estudios ponen de manifiesto que una reducción del tamaño de los conectores incrementa la tensión a ese nivel, y el riesgo de fractura, siendo por tanto el diseño del conector un factor de la máxima importancia para la supervivencia de las prótesis parciales fijas cerámicas.^{30,52,57-59}

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Actualmente las restauraciones ceramometálicas siguen siendo las mas utilizadas en prótesis fija debido a su buen pronóstico a largo plazo, ampliamente contrastado. Sin embargo, este tipo de restauraciones tiene inconvenientes desde el punto de vista de la estética, ya que la infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz y se transluce el metal subyacente. Por otro lado existe controversia sobre el empleo de ciertas aleaciones dentales en la boca, debido a las posibles alergias que pueden ocasionar.

Por todo lo anterior y debido al incremento en la demanda de los pacientes de estética, en las últimas décadas existe un auge en la utilización de restauraciones completamente cerámicas, siendo la cerámica un material biocompatible, como han demostrado numerosos estudios y el material más estético de que se dispone en Odontología hasta el momento. Las investigaciones se centran actualmente en los sistemas cerámicos de óxido de circonio confeccionados con tecnología CAD/CAM sobre todo para su empleo en prótesis parcial fija en los sectores posteriores, sin embargo aún no existen demasiados estudios que confirmen la bondad de estos sistemas.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo fueron las siguientes:

- 1.No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre puentes confeccionados con dos sistemas cerámicos de óxido de circonio y tecnología CAD/CAM
- 2.No existirán fracturas en la cerámica de recubrimiento en los sistemas cerámicos analizados.

3. JUSTIFICACIÓN y OBJETIVOS

Las elevadas exigencias de los pacientes desde el punto de vista de la estética, han motivado que desde hace varias décadas se esté investigando para conseguir sistemas cerámicos que proporcionen iguales o mejores resultados que las restauraciones ceramometálicas,

Las restauraciones cerámicas tenían su uso limitado a los sectores anteriores debido a su fragilidad y baja tenacidad, pero debido a la elevada demanda de restauraciones estéticas también en los sectores posteriores actualmente las investigaciones están dirigidas a la obtención de una cerámica capaz de soportar las fuerzas oclusales, centrándose las mismas en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio y confeccionados con tecnología CAD/CAM, aunando así las excelentes propiedades físicas y mecánicas de este material y la precisión del procesamiento automatizado.

Debido a la relativamente reciente introducción de los sistemas cerámicos de óxido de circonio procesados mediante la tecnología CAD/CAM, las investigaciones que analicen su resistencia a la fractura en puentes posteriores aún son escasas, no existiendo suficiente evidencia científica para determinar cual de los sistemas disponibles ofrece los mejores resultados.

Los **objetivos** planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar la resistencia a la fractura de puentes posteriores de tres unidades confeccionadas con 2 sistemas cerámicos de óxido de circonio.
2. Comparar la resistencia a la fractura total de los sistemas cerámicos a estudiar
3. Comparar la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en los sistemas analizados
4. Analizar el patrón de fractura

4. MATERIAL y MÉTODOS

4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para el presente trabajo de investigación, se confeccionaron 20 probetas de acero mecanizado macizo en el Taller Central de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM, Cada probeta constaba de tres partes: dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

4.1.1. MUÑONES

Se confeccionaron 40 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija, siendo su contorno axial circular para conseguir una simetría completa entre todos ellos (Fig 4).

Las características de los muñones fueron las siguientes:

- Altura total de los muñones: 10 mm.
- Altura clínica de los muñones: 5 mm.
- Diámetro base muñón: 9 mm.
- Diámetro a nivel de la línea de terminación: 8 mm.
- Reducción axial: 1 mm.
- Convergencia axial de los muñones: 6°, 3° por pared.
- Línea de terminación: chanfer de 120 ° y 1 mm de espesor.
- Profundidad del surco central en la superficie oclusal: 1 mm.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.



Fig 4. Aspecto de los muñones

4.1.2. BASES

Se confeccionaron además 20 bases con las siguientes características (Fig 5):

- Longitud: 30 mm.
- Anchura: 17 mm.
- Altura: 4'5 mm.
- Dos perforaciones para alojar los pilares:
 - Diámetro: 9 mm.
 - Separación entre ambas perforaciones: 7 mm.
 - Separación extremo lateral: 2,5 mm.
 - Separación extremo posterior: 4 mm.
 - Separación extremo anterior: 4 mm.
- Dos perforaciones para los tornillos de fijación de los muñones:
 - Diámetro 2 mm, centrado en la cara frontal de la base.
 - A 7 mm del extremo lateral correspondiente según lado.

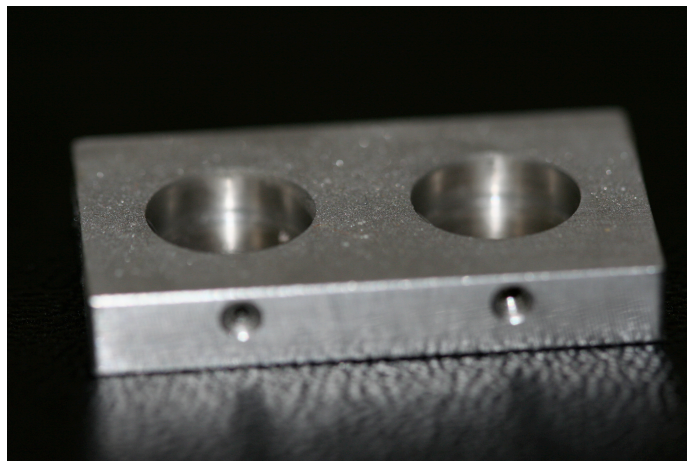


Fig 5. Aspecto de las bases

Sobre las bases se ubicaban los correspondientes muñones simulando un puente de tres piezas con dos pilares y un póntico intermedio (Fig 6).

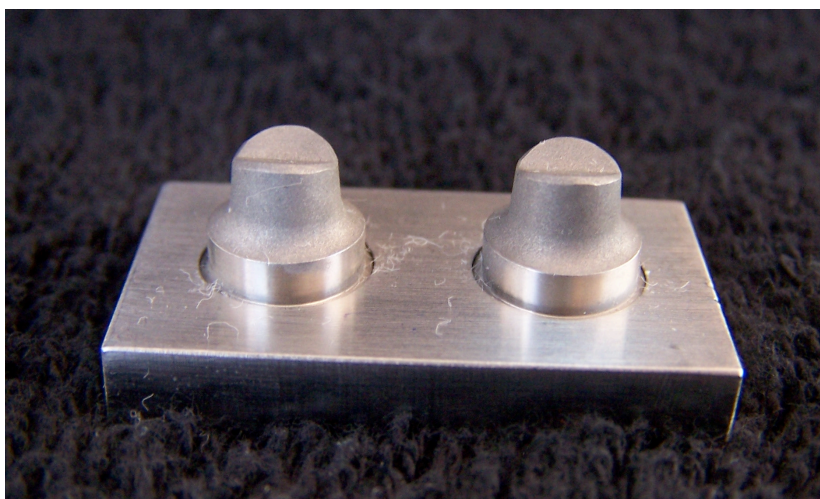


Fig 6. Vista de la probeta con los muñones en posición.

Todas las probetas fueron chorreadas con partículas de óxido de aluminio de 100 μm para eliminar los brillos de la superficie de los muñones y facilitar el escaneado de las mismas.

4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las probetas se realizó de forma aleatoria, creándose dos grupos de diez especímenes cada uno. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra y un número, indicando la letra el grupo de pertenencia, y el número el orden dentro de cada conjunto. Así los grupos formados fueron:

- Grupo L: Puentes de LavaTM All Ceramic System.
- Grupo P: Puentes de NobelProcera[®] Zirconia.

4.3. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES

4.3.1. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES LAVATM ALL CERAMIC SYSTEM

El sistema LavaTM All Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Alemania) consta de una porcelana de óxido de circonio tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TZP) para la confección del núcleo, es la porcelana LavaTM System Frame; y una porcelana de baja fusión para el recubrimiento estético, llamada LavaTM Ceram.

La confección de los puentes de LavaTM All Ceramic System, corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid), y se empleó:

- Ordenador personal compatible.
- LavaTM Scan.
- LavaTM CAD. Software del sistema LavaTM.
- LavaTM Form. Fresadora empleada para la realización de la estructura.
- LavaTM Therm. Horno de sinterización.
- Porcelana de recubrimiento: LavaTM Ceram.

La confección de los puentes comenzaba con el escaneado de los muñones de acero mediante el LavaTM Scan, que se conectaba a un PC con su monitor que contenía el software para el diseño de la estructura, el LavaTM System 3.01 (CAD) para Windows[®] donde se generaba un modelo virtual tridimensional. (Fig. 7).

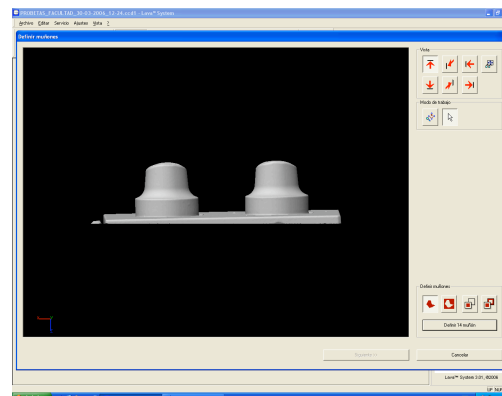


Fig. 7. Imagen del escaneado.

Se procedió luego al diseño de la estructura mediante el software LavaTM CAD. El programa estableció la localización del margen de la restauración con la herramienta “definir límite de la preparación”, y la determinación del eje de inserción. El siguiente paso fue la selección del espesor de las cofias. El grosor estándar de las cofias LavaTM Frame es de 0.5 mm, siendo estos los valores empleados para el presente estudio. A continuación, también de forma automática se generaba el espacio de alivio para el cemento siendo el seleccionado para el presente trabajo de 50 µm.

Después se seleccionaba la pieza pónico de la biblioteca virtual del programa, almacenando el pónico individualizado seleccionado para usos posteriores. Tras ello, el programa unió las tres piezas mediante los conectores, empleándose el tamaño estándar de 9.01 mm² (Figs. 8 y 9).

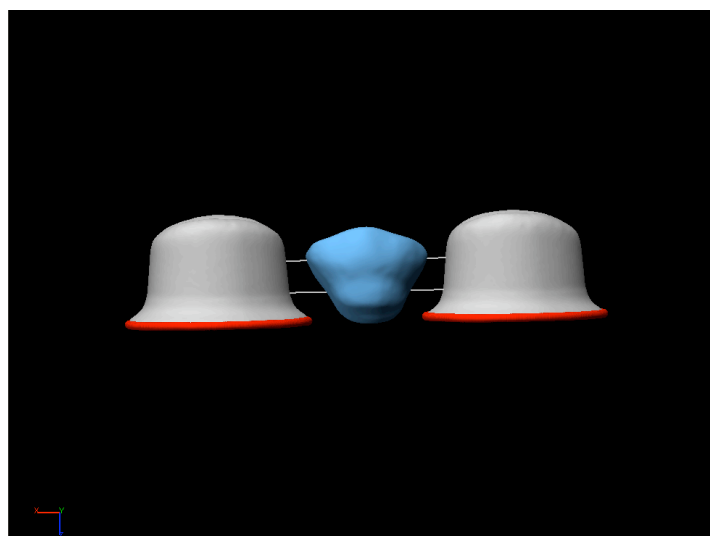


Fig. 8 Diseño de las cofias y selección del pónico.

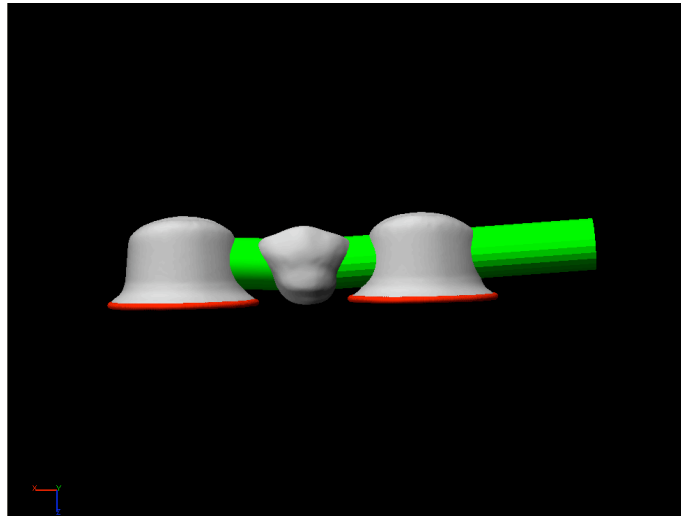


Fig 9. Selección de los conectores.

Posteriormente se seleccionó el bloque de óxido de circonio presinterizado adecuado, asignándole al código de barras del bloque los datos específicos del diseño, y procediendo a su inserción en la unidad de fresado, LavaTM Form.

Para compensar la contracción de sinterización que sufre el óxido de circonio, la estructura se fresó con una magnificación del 20 %. Posteriormente se introdujo la estructura en el horno LavaTM Therm donde se realizó la sinterización a 1500 °C. Una vez finalizado el proceso, la estructura alcanzó las dimensiones exactas.

Finalmente, se llevó a cabo la colocación de la cerámica de revestimiento LavaTM Ceram mediante la técnica convencional de capas y se realizaron las cocciones correspondientes siguiendo las instrucciones del fabricante en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). (Figs 10 y 11)

Se aplicó en primer lugar el Liner y la cocción se realizó a 820°C de temperatura. Después aplicó una primera capa de dentina y se coció 810°C, la segunda capa de dentina y el incisal se cocieron a 800°C, y finalmente se realizó el glaseado sometiendo a cocción a 790°C.



Fig 10. Lava Ceram



Fig 11. Horno Programat P500

El espesor total de la cerámica de revestimiento fue de 0'4 mm a nivel de las paredes axiales y de 2 mm a nivel de las caras oclusales.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los diez puentes LavaTM All Ceramic System requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos. (Fig 12)

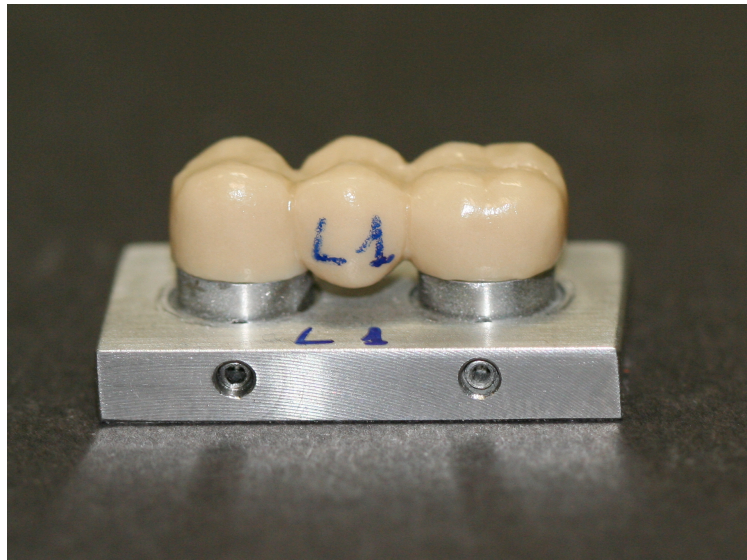


Fig 12. Puente Lava terminado correspondiente a la probeta L1

4.3.2. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES NOBELPROCERA® ZIRCONIA

El sistema NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare; Zürich, Suiza), se compone de un núcleo cerámico de alta resistencia para la confección de las cofias y el pónico, y una porcelana de recubrimiento (NobelRondo Zirconia, Nobel Biocare).

Para la confección de las estructuras las probetas fueron enviadas a la central que Nobel Biocare tiene en Barcelona para realizar el correspondiente escaneado.

El proceso comenzaba con la lectura topográfica digital de cada muñón metálico, con el escáner Procera Forte (Nobel Biocare) (Fig 13).



Fig 13. Escáner Procera Forte

Los datos obtenidos se transferían al programa Procera® CAD (Nobel Biocare), con el que se realizó el diseño de las cofias y el pónico (Fig 14).

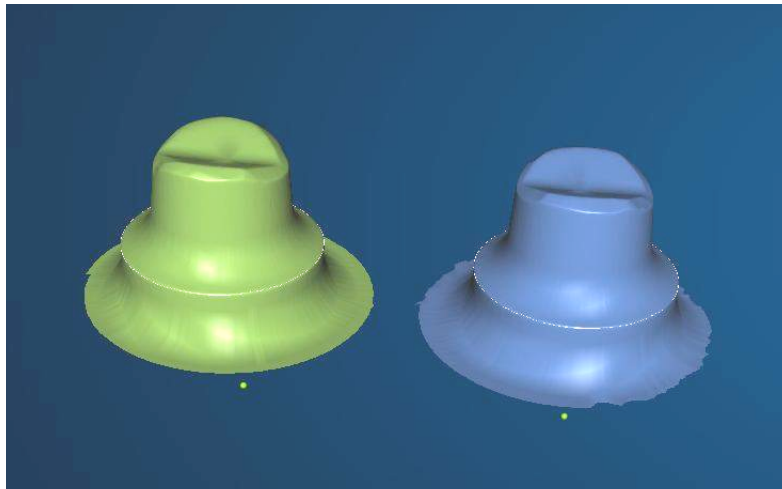


Fig 14. Imagen tridimensional de los pilares

A continuación, se diseñó una cofia virtual sobre cada pilar. El grosor de las cofias de NobelProcera® Zirconia era de 0'5 mm tanto en la cara oclusal como en las paredes axiales. Del mismo modo, se seleccionó el espacio de alivio para el agente cementante de 50 μ m. Se procedió a la selección del pónico y una vez elegido, el programa unió las tres piezas mediante los conectores. (Fig 15).

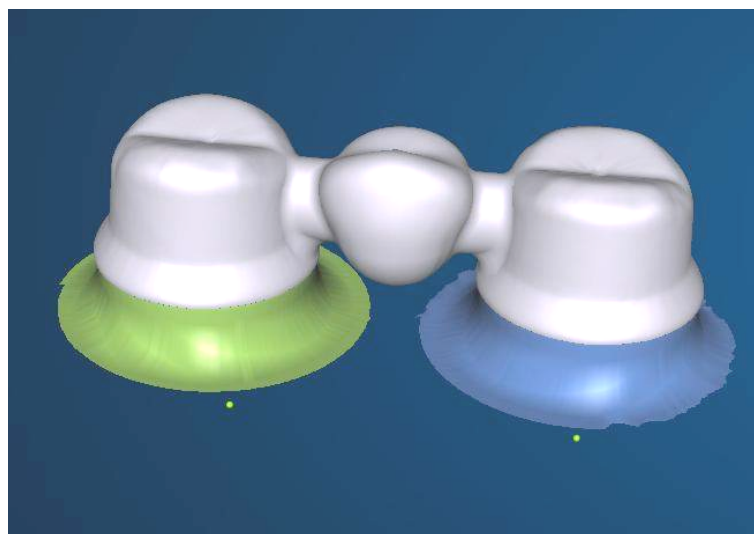


Fig 15. Aspecto del diseño de cofias y conectores.

Completado así el diseño, éste se archivó para su transmisión, vía internet, a la estación de fabricación (NobelProcera® Sandvik AB) en Estocolmo, donde se realizó el mecanizado de las estructuras controlado por ordenador. Durante este proceso, el sistema compensa la contracción que sufre el óxido de circonio durante el sinterizado (aproximadamente un 25%), confeccionando una estructura de un tamaño 25% más grande. Una vez confeccionada la estructura se introduce en el horno para su sinterización a 1540°C.

El laboratorio Dident S.L. (Madrid), llevó a cabo la colocación de la cerámica de recubrimiento (NobelRondo™ Zirconia, NobelBiocare) (Fig 16), mediante la técnica convencional de capas modelando la morfología final de las restauraciones. Las cocciones se realizaron en el horno V.I.P. Vision 300 (Jelrus, Nueva York, Estados Unidos).



Fig 16. Creative Circle NobelRondo™.

Se procedió a la aplicación del Base Liner mediante pincelado y se realizó la cocción a 930°C. Posteriormente, se aplicó la primera capa de dentina, sometiéndose a la primera cocción a 910°C, después se cargaron las capas correspondientes al cuello, incisal y transparente y se realizó el segundo cocido a 890°C. Por último se realizó el glaseado sometiéndose a cocción a 880° C, terminándose así la restauración.

El grosor de la cerámica de recubrimiento NobelRondo™ Zirconia fue de 0.4 mm en las caras axiales y 2 mm en la cara oclusal

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los diez puentes Nobel Procera Zirconia requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos. (Fig 17)



Fig 17. Puente de Nobel Procera Zirconia terminado

4.4. CEMENTADO

Una vez confeccionadas todas las restauraciones, se procedió al cementado de las mismas sobre sus correspondientes muñones. Todos los puentes fueron cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24 °C y humedad relativa del 50-10%).

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero en su presentación para mezcla manual (Ketac Cem® EasyMix; 3M-ESPE), que se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante para conseguir la consistencia ideal. Las cantidades de polvo y líquido, fueron siempre las mismas, así como el tiempo de espatulado.

El agente cementante se aplicó con un pincel de pelo de marta sobre las paredes axiales de las preparaciones. Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se ubicaba el puente en posición mediante presión digital que se mantuvo bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, para lo cual se utilizó una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utensilerie SRL, Milán, Italia)

4.5. ENSAYO DE FLEXIÓN

4.5.1 CONFECCIÓN DE LA PLETINA

Se confeccionó una pletina en acero inoxidable en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.), para posicionar las probetas.

Las dimensiones de la pletina son 6x6 cm de ancho y una altura de 7 mm, que poseía en el centro un hueco para alojar la base de las probetas. (Fig 18)



Fig 18. Imagen de la pletina

4.5.2 CONFECCIÓN DEL EMPUJADOR

Se confeccionó un empujador cónico con acabado final en la punta redondeado, fabricado en acero templado (Fig 19), en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.). El empujador era adaptable a la máquina universal de ensayo de compresión (Servosis®) que se iba a utilizar para el experimento.



Fig 19. Imagen del empujador

4.5.3 INSTRUMENTO PARA PRUEBAS MECÁNICAS

La carga de las probetas se realizó en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM, CSIC)

Se realizó un ensayo por carga en tres puntos, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas.

Se empleó la máquina universal de ensayo electromecánico (ME 405/10; SERVOSIS S.A, Pinto, España).

Esta es una máquina para ensayos de tracción/compresión/flexión, que se compone de:

- Un cuerpo que realiza el ensayo mecánico que consta de: bancada, columnas laterales, puente superior, puente inferior, célula de carga, mordazas. Se empleó como utillaje un plato de compresión circular con distintos diámetros, con centrador. (Fig 20)
- Un equipo de medida y control, conformado por un PC y software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos. (Fig 21)



Fig 20. Unidad para el ensayo mecánico

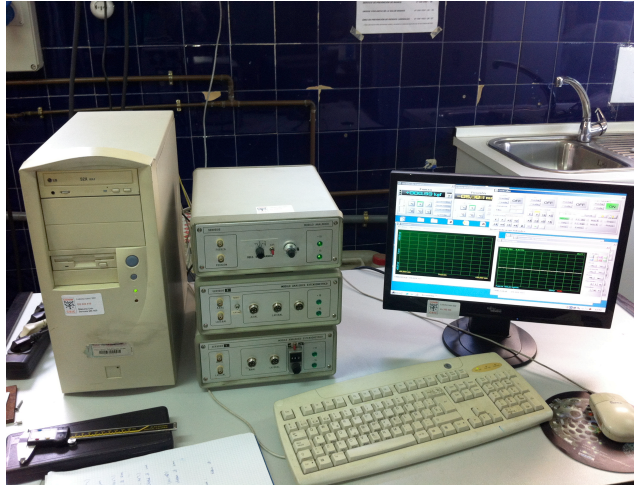


Fig 21. Unidad de registro de datos

La célula de carga utilizada para este ensayo fue de 10 Tm, con una celda de 2.000 Kg, y un fondo de escala de 1/5 y la velocidad de avance del puntero que realiza la carga fue de 0,5 mm/segundo.

4.5.4. CARGA

La carga se aplicó de forma vertical y en el centro del pónico, a la misma distancia de cada uno de los pilares, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible. (Fig 22)

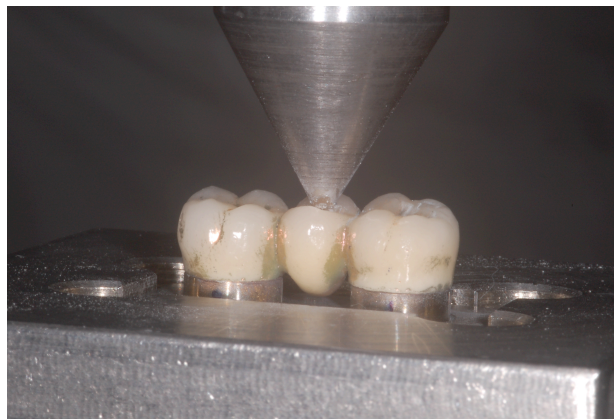


Fig 22. Carga de las probetas

Las probetas se cargaron hasta notar el primer salto en la gráfica que indicaba que el empujador dejaba de encontrar resistencia por fractura de la cerámica de recubrimiento y se siguieron cargando hasta la fractura total de los puentes, definida como el momento en que ocurría una disminución drástica de la gráfica, junto con la evidencia de la fractura visiblemente (Fig 23)

Los resultados fueron recogidos por el ordenador, y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de tensión/deformación.



Fig 23. Fractura total de la probeta P2

Finalizado el análisis de la resistencia a la fractura de los puentes confeccionados con los dos sistemas cerámicos, se obtuvieron 40 medidas de fuerza expresadas en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades), como resultado del examen de las 20 probetas estudiadas, correspondiendo veinte de ellas a la fractura de la cerámica de recubrimiento y las otras veinte a la fractura total de las restauraciones.

4.6. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada tipo de puente cerámico el valor promedio de las mediciones de resistencia a la fractura, tanto parcial o de la cerámica de recubrimiento, como total.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de las veinte restauraciones realizadas.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

Dada la desviación de la normalidad de la variable dependiente los test utilizados fueron no paramétricos. Los test estadísticos que se realizaron fueron, el *Test de suma de Rangos de Wilcoxon (comparación variables originales)*, y el *Test de Rangos Signados de Wilcoxon (comparación entre momentos)*

Test de suma de Rangos de Wilcoxon: comparación variables originales:

El test de la suma de Rangos de Wilcoxon o también conocido como Prueba de Mann-Whitney, es un método no paramétrico aplicado a dos muestras independientes. Con esta prueba se pretendía comprobar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de restauraciones cerámicas (Lava y Procera) para cada tipo de variable (fractura parcial, total y diferencia entre ambas).

Test de Rangos Signados de Wilcoxon:

Con esta prueba estadística se pretendía analizar las diferencias entre la fractura de la cerámica de recubrimiento y la fractura total en el cada tipo de restauración cerámica y ver si estas diferencias eran significativas o no.

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático S.A.S. 9.2. (SAS Institute Inc, Cary, USA), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció para valores de P menores o igual a .05.

5. RESULTADOS

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla 1):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
Sistema cerámico	Independiente	Cualitativa nominal	Lava™ All Ceramic System NobelProcera® Zirconia
Tipo de fractura	Independiente	Cualitativa nominal	Total Parcial
Resistencia a la Fractura	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 1. Variables del estudio

5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados obtenidos de resistencia a la fractura, tanto total como parcial, de los dos grupos cerámicos analizados se pueden observar en la Tabla 2

GRUPO	Variable	N	Media	D.E
L	Fr parcial	10	109.8	33.9
	Fr total	10	263.4	72.6
	Dif Fr	10	153.5	81.3
P	Fr parcial	10	42.3	22.7
	Fr Total	10	211.3	31
	Dif Fr	10	169	37.1

L = Lava; P = Procera

Tabla 2. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura parcial, total y la diferencia entre ambas de los dos materiales estudiados

5.1.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

-Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (fractura parcial)

Los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento de los dos grupos analizados se observa en la Tabla 3 (Fig 24).

En ambos sistemas cerámicos analizados y en todas las probetas, se produjo la fractura de la cerámica recubrimiento antes de la fractura total del puente. El grupo Procera fue el que obtuvo los valores mas bajos en la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (42.3 Kgf).

GRUPO	N	FR PARCIAL	
		Media	DE
L	10	109.8	33.9
P	10	42.3	22.7

Tabla 3. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura parcial de los dos materiales estudiados.

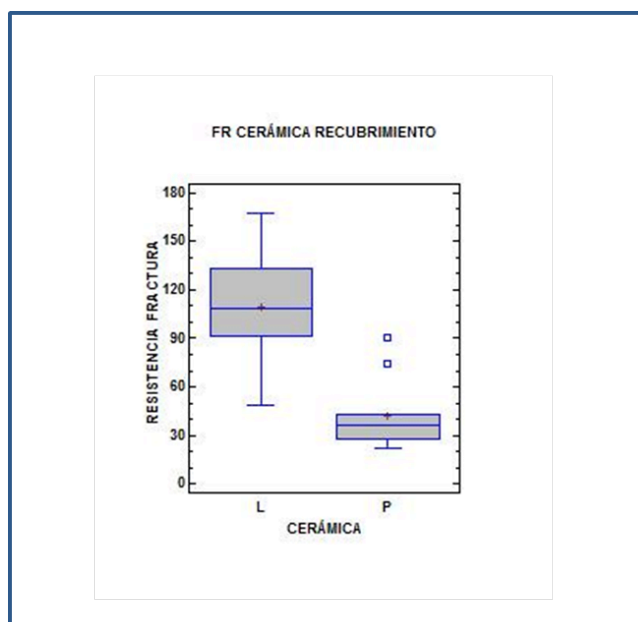


Fig 24. Diagrama de cajas de la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en los dos sistemas cerámicos.

-Resistencia a la fractura total

Los valores de resistencia a la fractura total (Tabla 4) (Fig 25) estaban por encima de los 200 Kgf en ambos sistemas cerámicos estudiados, siendo los resultados del grupo Lava (263.4 Kgf) superiores a los obtenidos por el grupo Procera (211.3 Kgf)

GRUPO	N	FR TOTAL	
		Media	DE
L	10	263.4	72.6
P	10	211.3	31

Tabla 4. Medias (Kg/f) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura total de los dos materiales estudiados.

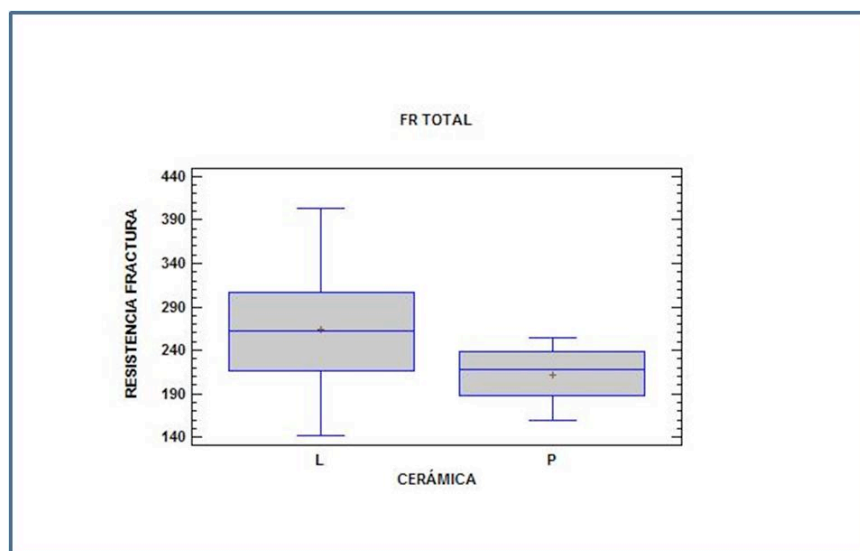


Fig 25. Diagrama de cajas de la resistencia a la fractura total en los dos sistemas cerámicos.

-Diferencia en la resistencia a la fractura entre fractura parcial y total

Los resultados obtenidos entre la diferencia en la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento y total en ambos sistemas cerámicos analizados fue similar (Tabla 5), aunque se observaron resultados ligeramente superiores para el grupo Procera (169 Kgf), frente al grupo Lava (153.5 Kgf)

GRUPO	N	DIF FR	
		Media	DE
L	10	153.5	81.3
P	10	169	37.1

Tabla 5. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la diferencia en la resistencia a la fractura parcial y total de los dos materiales estudiados.

5.1.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA PARCIAL Y TOTAL EN CADA SISTEMA CERÁMICO

-LAVA

En el grupo Lava, la cerámica de recubrimiento demostró un valor de resistencia a la fractura (109.8 Kgf) inferior al de la resistencia a la fractura total (263.4 Kgf) del puente, siendo la diferencia en la resistencia a la fractura entre ambas de 153.5 Kgf. (Tabla 6) (Figs 26 y 27)

LAVA			
FRACTURA	N	Media	DE
Parcial	10	109.8	33.9
Total	10	263.4	72.6
Dif Fr	10	153.5	81.3

Tabla 6. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura parcial y total en el grupo Lava.

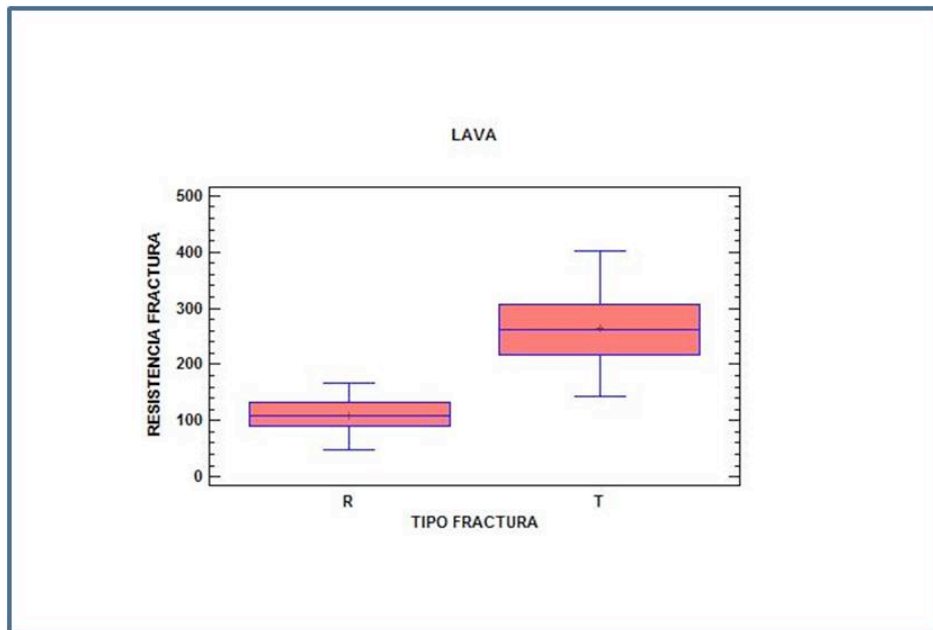


Fig 26. Diagrama de cajas de la resistencia a la fractura en el grupo Lava.

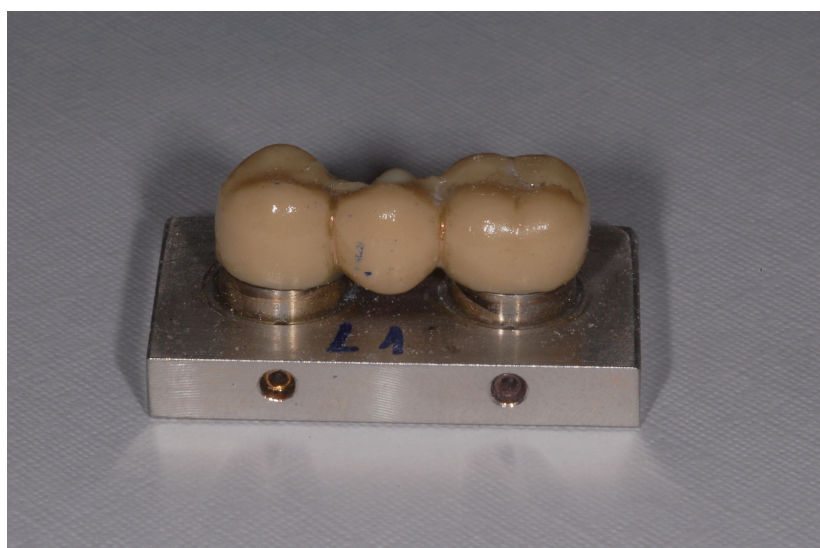


Fig 27. Fractura parcial de la probeta L1

-PROCERA

En el grupo Procera, también se observó que la cerámica de recubrimiento demostró un valor de resistencia a la fractura (42.3 Kgf) inferior al de la resistencia a la fractura total (211.3 Kgf) del puente, siendo la diferencia entre ambas de 169 Kgf. (Tabla 7) (Figs 28 y 29)

PROCERA			
FRACTURA	N	Media	DE
Parcial	10	42.3	22.7
Total	10	211.3	31
Dif Fr	10	169	37.1

Tabla 7. Medias (Kgf) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura parcial y total en el grupo Procera.

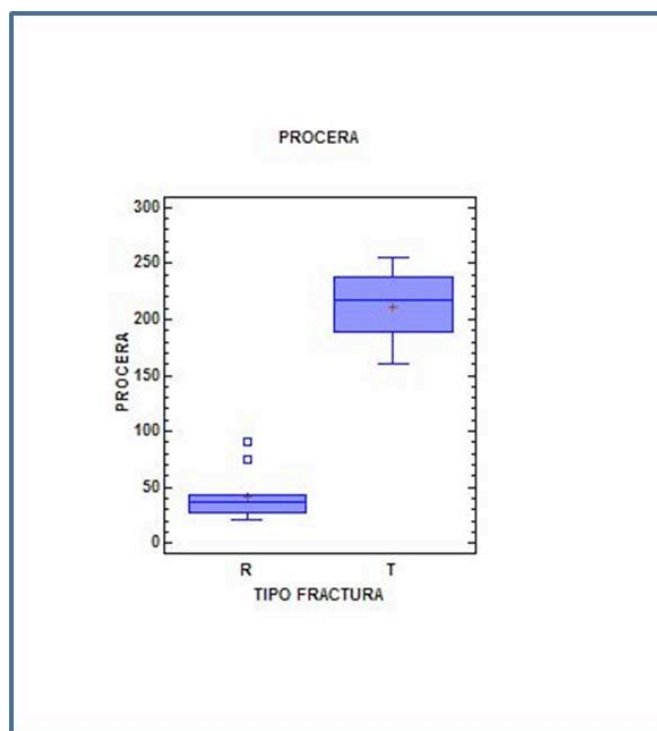


Fig 28. Diagrama de cajas de la resistencia a la fractura en el grupo Procera.

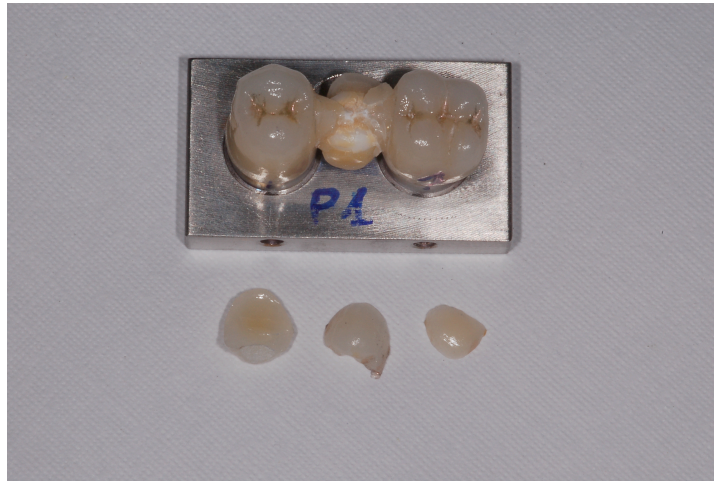


Fig 29. Fractura de la cerámica de recubrimiento en la probeta P1. Se observa que la estructura está intacta.

Las Figs 30 y 31 muestran las curvas de tensión-deformación de probetas distintas de los dos grupos cerámicos analizados, donde se puede observar los saltos que sufren las curvas como consecuencia de la fractura de la cerámica de recubrimiento que deja sin apoyo al empujador hasta que vuelve a encontrar resistencia

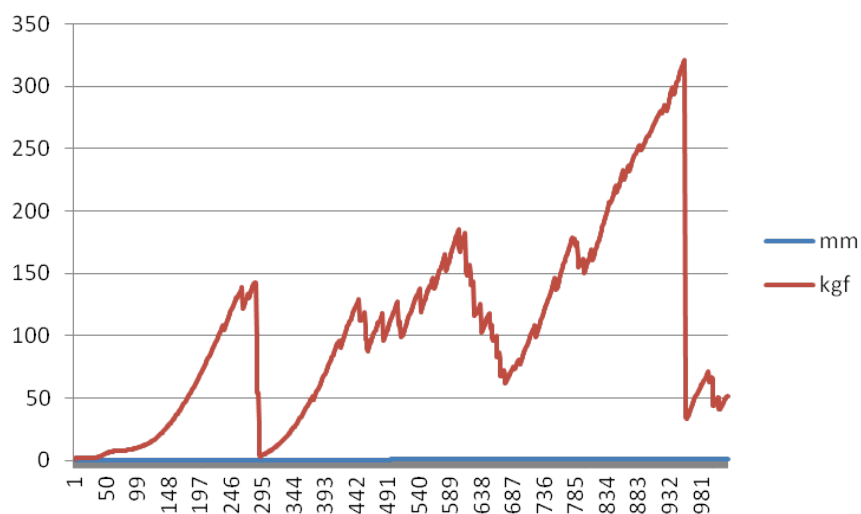


Fig 30. Curva de tensión-deformación de la probeta L3

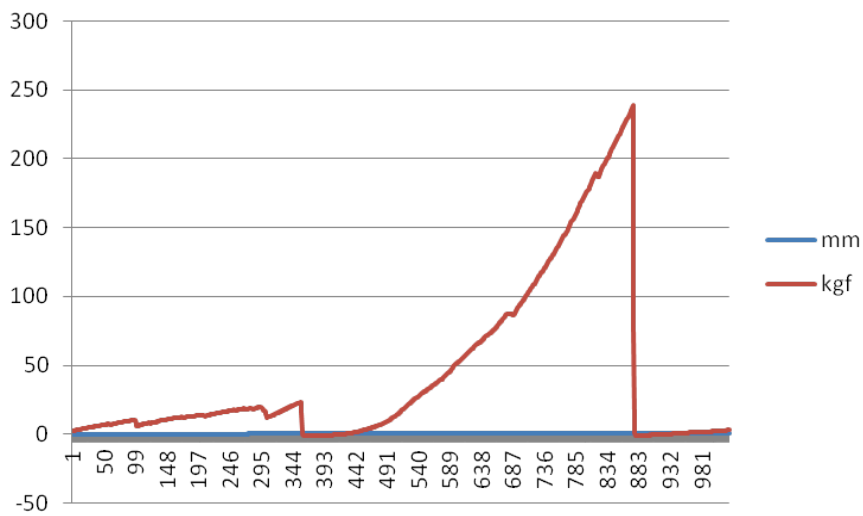


Fig 31. Curva de tensión-deformación de la probeta P9

5.1.3. TIPO DE FRACTURA

Cuando se observó el modo en que se producía la fractura en las estructuras de óxido de circonio en esta investigación, se comprobó que en el 90% de los casos la fractura se producía de forma oblicua desde gingival hacia el centro del pónico, (Figs 32 y 33) y en un 10% de los casos se produjo la fractura del pónico y de uno de los pilares. (Figs 34 y 35).

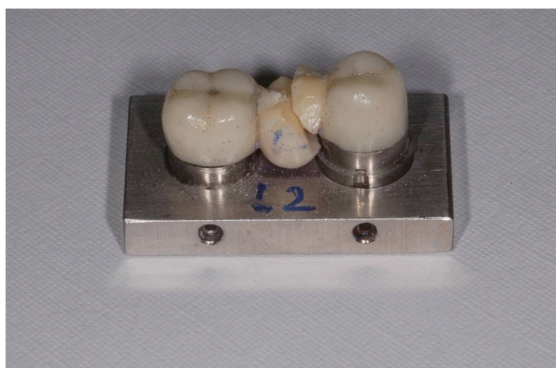


Fig 32. Fractura total oblicua a nivel de conector en la probeta L2

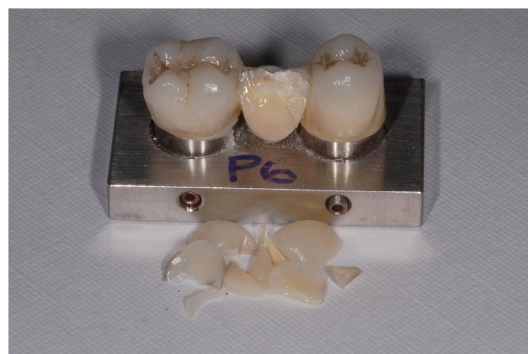


Fig 33. Línea de fractura en conector desde gingival hacia el pónico en la probeta P6

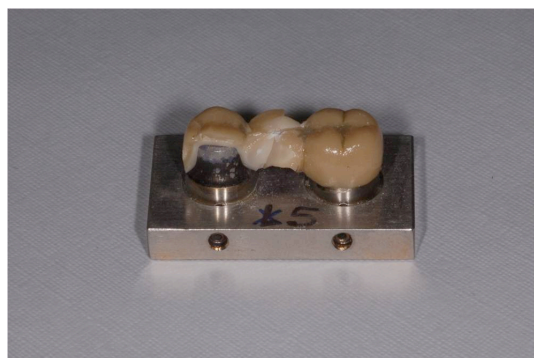


Fig 34. Fractura de conector y pilar en la Probeta L5



Fig 35. Se observa la línea de fractura en pilar y conector en la probeta P8

5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Los valores de resistencia a la fractura parcial y total, así como la diferencia entre ambas quedan reflejados en la Fig 36

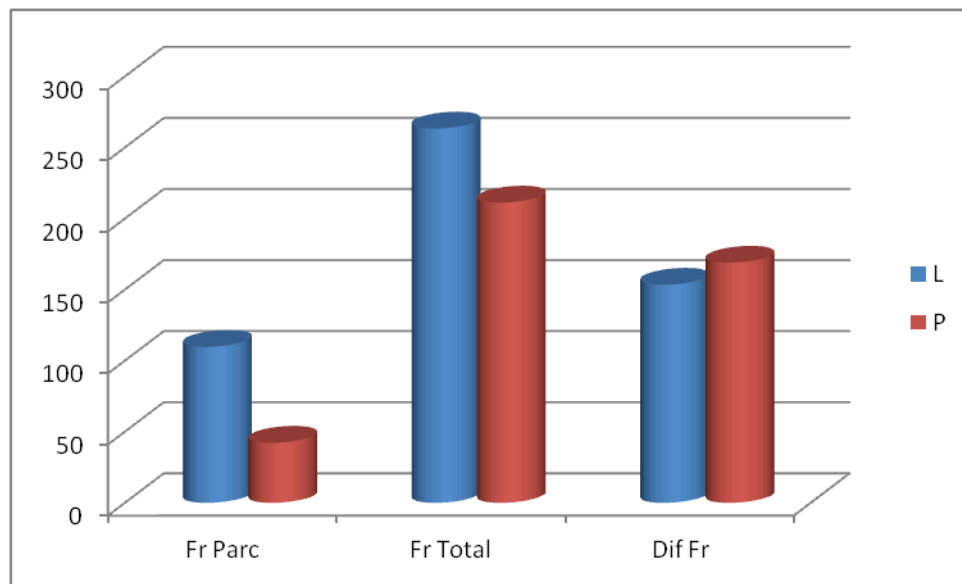


Fig 36. Resistencia a la fractura parcial, total y diferencia entre ambas en ambos grupos

5.2.1 RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

El test de la suma de rangos de Wilcoxon puso de manifiesto que existieron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo Lava y Procera para las siguientes variables:

- Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (fractura parcial) (P=.0023)

No se demostraron diferencias significativas entre el grupo Lava y Procera para las siguientes variables:

- Resistencia a la fractura total ($P=.07$)
- Diferencia entre la resistencia a la fractura parcial y total ($P=1$)

5.2.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA PARCIAL Y TOTAL EN CADA SISTEMA CERÁMICO

Al comparar la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento y la fractura total, dentro de cada uno de los dos grupos cerámicos analizados, el test de rangos signados de Wilcoxon puso de manifiesto la existencia de diferencias estadísticamente significativas para los grupos:

- Lava ($P=.002$)
- Procera ($P=.002$)

6. DISCUSIÓN

La porcelana ha sido empleada en odontología durante 100 años, siendo su mayor ventaja la estética, pero sin embargo la fragilidad ante la resistencia a la carga era su punto mas débil.¹⁵

A diferencia de las restauraciones ceramometálicas, las restauraciones cerámicas tienen unos resultados estéticos superiores debido a su capacidad de transmisión de la luz a través de la restauración y del cuerpo del diente.⁶⁰ Además los avances tecnológicos han hecho posible incrementar el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas.^{16,17,25-27,61-63}

En la actualidad nos encontramos en una nueva era donde el empleo de restauraciones cerámicas es rutinario debido a los nuevos materiales disponibles como son los vidrios altamente sinterizados, materiales cerámicos policristalinos de alúmina y zirconia, y a los nuevos métodos de fabricación basados en la tecnología CAD/CAM . La zirconia parece ser prometedora para su aplicación en estructuras de puentes e incluso en superestructuras de implantes.¹⁵

Existen dos tipos de bloques de zirconia disponibles para las distintas aplicaciones CAD/CAM:

- Bloques totalmente sinterizados
- Bloques parcialmente sinterizados

Los bloques sinterizados tienen un ajuste superior porque no existe contracción del material durante el proceso, pero tienen como desventaja su inferior mecanizabilidad asociado con un gran desgaste de las fresas. Además la formación de microgrietas durante el procedimiento de mecanizado puede deteriorar el comportamiento mecánico de la restauración.⁶⁴

Los bloques presinterizados tienen la ventaja de su facilidad para el mecanizado, sin embargo debido a la contracción durante el proceso posterior de sinterizado, el ajuste de las estructuras debe ser compensado por un ajuste dimensional de los procedimientos CAD que involucran a las estructuras.⁶⁵ Por ello en el presente estudio se han empleado en todos los casos bloques de zirconia presinterizados para la confección de las estructuras de las prótesis parciales fijas cerámicas.

Una vez confeccionadas las estructuras, la restauración final debe ser completada con el recubrimiento con porcelana de la estructura y aunque la zirconia es mas tenaz que las cerámicas convencionales, la porcelana de recubrimiento es tan frágil como la porcelana convencional, siendo frecuente el delaminado y el astillado o desconchado (chipping) de la misma. Las propiedades de la porcelana de recubrimiento y el procesado de la misma son un factor muy importante en el pronóstico de las restauraciones de zirconia.¹⁵

6.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA

En los estudios de resistencia a la fractura *in vitro* se han descrito distintos factores que pueden influenciar los resultados como son la microestructura del material cerámico, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie, o el método de cementado.^{66,67} También pueden influir las condiciones de la prueba, las condiciones de almacenamiento, el tipo de test de fatiga empleado y la dirección y localización de la carga aplicada.¹⁴ Sin embargo no parece influir en la resistencia a la fractura el método de fresado empleado.⁶⁸

Algunos autores afirman que los test *in vitro* para analizar la resistencia a la fractura de los nuevos materiales cerámicos deberían incluir test de fatiga, ya que puede implicar una disminución en la resistencia a la fractura.⁶⁹⁻⁷¹ Sin embargo, otros autores observaron que la carga cíclica no afecta significativamente a la resistencia del material,^{51,72-76} Parece que un problema importante al someter las estructuras de óxido de circonio a cargas cíclicas es que la cerámica de revestimiento presente chipping.⁷⁷ Por ello en el presente estudio los especímenes no se sometieron a carga cíclica.

En el presente estudio se planteó analizar la resistencia de la fractura de dos sistemas de óxido de circonio. En un intento de reproducir las condiciones clínicas de la forma más fiel, se decidió construir prótesis parciales fijas de tres unidades, en lugar de utilizar barras o cilindros, ya que las dimensiones y formas de los puentes son muy diferentes de las barras. El patrón de los puentes no es uniforme, pudiendo influir en la concentración de las fuerzas, y variar la distribución ésta, lo que puede causar diferentes patrones de fractura.⁵²

El diseño de línea de terminación gingival empleado en el estudio fue el chanfer basado en los estudios previos realizados con restauraciones cerámicas.^{30,61-63,78} Aunque en las cerámicas convencionales la línea de terminación gingival más adecuada es el hombro recto ya que es la adecuada para la resistencia a la fractura de estas restauraciones,^{61,63} en las cerámicas de elevada resistencia se comenzaron a emplear líneas de terminación menos agresivas con la estructura dentaria como el chanfer y el hombro redondeado. En adición, la introducción de la tecnología CAD/CAM requiere que los márgenes gingivales sean redondeados para que los escáneres puedan registrar la zona axiogingival correctamente. Suarez y cols⁶² en su estudio analizaron dos líneas de terminación, el chanfer y el hombro redondeado en coronas Procera AllCeram y observaron que el escáner no proporcionaba una información adecuada de la zona axiogingival en la línea de terminación en hombro redondeado. Por todo ello, en el presente estudio se seleccionó la línea de terminación en chanfer.

Así mismo se decidió realizar un ensayo de flexión en tres puntos hasta producir la fractura de las estructuras con una velocidad de 0,5 mm/min, basado en estudios previos similares.^{35,51,54,56,77,79,80}

A la hora de comparar los resultados del presente estudio con los realizados por otros autores cabe destacar que en éstos en la mayoría los resultados están expresados en Newton, mientras que en el estudio todas las mediciones fueron expresadas en Kg-fuerza, que es la unidad utilizada por la máquina Servosis con la que se hizo el estudio de flexión. Por ello, para la comparación de los resultados se va a utilizar esta unidad como referencia, para lo cual se hizo la conversión de Kg-fuerza en Newton, multiplicando los resultados obtenidos por 9,8, ya que el Newton se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado ($N = Kg \times m/s^2$) (Tabla 8)

RESISTENCIA FLEXIÓN		
MATERIAL	TIPO FRACTURA	RESISTENCIA (N)
LAVA	Fr parcial	1076.04 ±332.22
	Fr Total	2581.32± 711.48
	Fr Parcial	414.54±222.46
PROCERA	Fr Total	2070.74±303.80

Tabla 8. Valores de resistencia a la flexión del estudio en N

Generalmente el comportamiento mecánico de las estructuras y de las cerámicas de recubrimiento es evaluado de forma independiente obteniendo información importante sobre la resistencia a la fractura de cada componente, sin embargo es importante entender como interactúan estos materiales. El estudio de las estructuras recubiertas con la cerámica puede proveer información útil sobre la distribución del estrés, origen y modo de fractura, o la unión entre ambos.^{81,82}

Diversos estudios in vitro demostraron resultados alentadores respecto al comportamiento mecánico de las restauraciones de zirconia tras realizar análisis comparativos con otros sistemas cerámicos.^{8,30,59,81-87}

Un estudio previo⁸² en el que se analizaron tres sistemas cerámicos distintos de alúmina y zirconia, afirma que el material analizado tiene influencia en la resistencia a la fractura y en el modo de fractura.

Los resultados del estudio ponen de manifiesto que de los sistemas cerámicos estudiados, el grupo Lava fue el que obtuvo los valores mayores de resistencia a la flexión, sin embargo no existieron diferencias significativas con el grupo Procera, por lo tanto la primera hipótesis nula debe ser aceptada.

Los resultados obtenidos con el sistema Lava son superiores a los obtenidos en investigaciones previas, donde no se obtuvieron valores por encima de los 2000 N, ^{85,86,88,89} siendo una posible explicación las diferencias metodológicas entre los estudios.

Así mismo los valores obtenidos para el grupo Procera son superiores a los del único estudio encontrado, ⁵⁸ Sin embargo cabe destacar que el diseño y metodología empleados en él son distintos a los del presente estudio ya que se analizaron núcleos (sin la cerámica de recubrimiento) de cuatro piezas y sometidos a carga cíclica.

Otra posible explicación a los elevados resultados obtenidos en el estudio, es que se recogieron los valores cuando se producía la fractura total de los puentes, no cuando se producía el inicio de la grieta.

En el 90% de las prótesis parciales fijas analizadas la fractura se produjo a nivel de los conectores, coincidiendo con las observaciones realizadas por otros autores, ^{30,32,51-56,73} siendo por tanto el diseño del conector un factor a tener en cuenta muy importante para la supervivencia de las prótesis parciales fijas cerámicas. ^{30,52,57-59,73}

El patrón de fractura observado es similar en la mayoría de los casos al de los diferentes estudios previos, ^{19,30,32,52,54,59,73} comenzando en el lado gingival del conector y discurriendo de forma oblicua hasta la zona oclusal del pónico, coincidiendo los autores que esta forma de fractura es independiente del lugar de aplicación de la fuerza. ^{19,52,54,59}

En todos los casos y en los dos sistemas cerámicos analizados se observó una menor resistencia a la flexión en la cerámica de recubrimiento, ocurriendo antes la fractura de ésta que la fractura total del puente, y existiendo diferencias significativas entre los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento y la fractura total, por lo que la segunda hipótesis nula debe ser rechazada.

Estos resultados coinciden con los de estudios previos,^{56,76,82} siendo probablemente la causa, las superiores propiedades mecánicas de la zirconia.

Los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento son similares a los obtenidos por Ludwig y cols⁸⁷ para el sistema Lava.

Las cerámicas de recubrimiento utilizadas en el estudio son distintas, observándose diferencias en la resistencia a la fractura entre ambas. Estos resultados coinciden con un estudio previo,⁷⁶ pero difieren de otros en que no se observaron diferencias entre distintas porcelanas de recubrimiento y estructuras de zirconia.^{56,83}

Aunque la resistencia mecánica de la zirconia en prótesis parcial fija ha sido objeto de estudio, los resultados de los diferentes estudios no son consistentes, ya que existe mucha variabilidad entre ellos,^{8,9,30,47,51,58,59,73,76,84-89} no siendo además los resultados comparables porque existen diferencias metodológicas importantes y los métodos de medición no están estandarizados.^{8,47}

Se ha comprobado que la transformación de fase de la zirconia está influenciada por diversos factores como son: la temperatura, el vapor, el tamaño del grano, micro y macro grietas en el material, y el tipo y concentración del óxido estabilizador.^{7,90}

Dado que la transformación de fase de tetragonal a monoclinica está influenciada por la temperatura y el vapor, la posibilidad de que las propiedades mecánicas de la zirconia puedan verse alterada durante el recubrimiento cerámico no deben ser excluidas.⁷³ Sundh y cols⁵¹ comprobaron que la resistencia a la fractura de estructuras de zirconia era significativamente menor tras el recubrimiento cerámico.

Son diversos los factores que pueden estar involucrados en el chipping de la cerámica de recubrimiento:

- El diferente coeficiente entre la cerámica de recubrimiento y la estructura. Generalmente el material de recubrimiento posee un coeficiente mas elevado que la estructura.^{76,91}

- La resistencia a la flexión de la cerámica de recubrimiento. Las fuerzas excesivas en las restauraciones metal-cerámica pueden ser compensadas mediante una deformación elástica o plástica de la estructura, mientras que la estructura de zirconia es rígida y no puede absorber dicha deformación.⁹²
- El soporte inadecuado de la cerámica de recubrimiento. La estructura debe ser diseñada anatómicamente para proveer un soporte adecuado al material de recubrimiento y evitar el riesgo de chipping.^{42,93}
- La fuerza de unión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura de zirconia.⁹⁴
- El inadecuado grosor de la cerámica de recubrimiento. Cuando el grosor de la cerámica de recubrimiento excede al de las estructuras, el riesgo de fractura es elevado.⁹⁵
- El diferente tratamiento de la superficie de las estructuras.⁹⁶ Cada fabricante recomienda el tratamiento de la superficie de la estructura de zirconia previo a la aplicación de la porcelana de recubrimiento como puede ser el chorreado o tratamiento térmico, sin embargo son controvertidos los resultados de los diferentes estudios sobre su influencia en la resistencia a la fractura de las cerámicas, afirmando unos que el chorreado disminuye la resistencia a la fractura, mientras que otros observaron que incrementaba la resistencia. A pesar de estas controversias, lo que no cabe duda es que las propiedades mecánicas de la zirconia se pueden ver alteradas por el tratamiento de superficie.⁹⁷⁻⁹⁹

Por todo lo anterior, para obtener la mejor técnica posible para incrementar la resistencia a la fractura de la zirconia y antes de sus indicaciones para su uso clínico, se necesitan más estudios que aclaren aspectos como puede ser el efecto del tratamiento de la superficie, como el chorreado o pulido, en las propiedades mecánicas de las estructuras.⁷³

Para mantener la estructura tetragonal de la zirconia y proporcionar resistencia a la transformación espontánea de fase se pueden emplear otros óxidos además del óxido de ytrio como son magnesia, ceria, o alumina.^{7,73,100} En un estudio se ha demostrado que el fenómeno de refuerzo por transformación de fase es menos pronunciado con la magnesia que con el óxido de ytrio.¹⁰¹

El mecanismo mas común de fracaso en la porcelana de recubrimiento implica el chipping y la propagación de la grieta en la porcelana o a lo largo de la interfase en la superficie de la porcelana, con poca tendencia a avanzar hacia el núcleo de zirconia.^{102,103}

Allahkarami y Hanan,¹⁰⁴ comprobaron que la estructura de zirconia tetragonal policristalina manifiesta una transformación de fase a monoclinica en la zona de impacto/carga, debido a una concentración de fuerzas de compresión en la cara interna de la estructura, poseyendo la zona interna de la estructura mas fase monoclinica que la externa (recubierta de cerámica)

La carga o fuerza inicial puede amortiguarse durante la transformación de fase ya que el cristal monoclinico tiene mas volumen que el tetragonal y aunque esta amortiguación puede crear microgrietas que pueden propagarse por fatiga y comprometer la supervivencia de la restauración, retrasa el fracaso de la zirconia bajo fuerzas de compresión. Este mecanismo puede explicar porque existe chipping de la cerámica de recubrimiento sin exposición de la estructura de zirconia.¹⁰⁴

Aunque en la actualidad se están desarrollando cerámicas especiales para la zirconia en un intento de minimizar este problema, se precisan mas investigaciones al respecto.¹⁰⁴

Los resultados obtenidos en los diferentes estudios ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos. Esas diferencias pueden ser atribuidas a diversos factores como pueden ser el diseño del estudio, la metodología empleada, la experiencia del operador, o las propiedades de los materiales empleados.

Se requieren mas estudios en que se comparen diferentes cerámicas de recubrimiento (con diferentes propiedades mecánicas), con diferentes materiales de zirconia, o en que se analicen diferentes técnicas de aplicación de la cerámica de recubrimiento al material de la estructura como puede ser la técnica convencional de capas o el prensado.

Así mismo, se requieren estudios posteriores de la caracterización de la fractura para entender la causa y el tipo de fractura, y en que se analice el inicio y la propagación de la grieta desde la estructura de zirconia a la cerámica de recubrimiento y de la cerámica de recubrimiento a la estructura de zirconia, para entender mejor la mecánica y la fuerza de unión entre ambas.

Todos los aspectos mencionados debieran de ser aclarados, acompañados de los correspondientes estudios clínicos, antes de hacer extensiva la utilización de la prótesis parciales fijas de óxido de circonio en los sectores posteriores de forma rutinaria.

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron las siguientes:

1. Los resultados obtenidos en el presente estudio ponen de manifiesto, que la resistencia a la fractura de los puentes de tres piezas en los dos sistemas cerámicos analizados es suficiente para su indicación en los sectores posteriores, al ser superior a los 2000 N.
2. El grupo Lava obtuvo valores de resistencia a la fractura total ligeramente superiores al grupo Procera, pero no existieron diferencias entre ambos grupos
3. En los dos grupos analizados y en todas las probetas se produjo la fractura de la cerámica de recubrimiento antes que la fractura total de la restauración.
4. Se observaron diferencias entre la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento y a la fractura total de las restauraciones en ambos grupos
5. La cerámica NobelRondo demostró una resistencia a la fractura significativamente menor que la Lava Ceram.
6. El patrón de fractura en los dos grupos fue similar, de forma oblicua y con inicio a nivel de la zona gingival del conector

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Suárez M J, López Lozano J F, Salido M P, Serrano B. Coronas de recubrimiento total cerámicas. Criterios de selección. Rev Europea de Odontoestomatología 1999;XI:249-258.
2. Fons A, Solá MF, Martínez-González A, Casas J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001;6:645-656
3. McLean J W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85:61-66.
4. Díaz-Romeral P, López E, Malumbres F, Gil L J. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2008;10:19-31.
5. Romeo M, Martínez J A, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2005;7:524-534.
6. Martínez F, Pradíes G, Suárez M J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12:253-263.
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
8. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35:819-826
9. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004;7(1):67-76.
10. Garvie R C, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975;258:703-704
11. Duke E S. The status of CAD/CAM in restorative dentistry. Compendium 2001;22:968-972.
12. Kurbad A. Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. Int J Comput Dent 2002; 5: 183-97.
13. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 2005; 26: 507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
14. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92(6):557-62.
15. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Australian Dent J 2011;56:97-106

16. Gonzalo E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio. Tesis Doctoral : Universidad Complutense de Madrid ; 2007.
17. Martínez F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
18. Fasbinder D J. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium* 2002;23:911-922.
19. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4(2):89-106.
20. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-229.
21. Persson A S K, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mat* 2008;24:1123-1130.
22. Luthardt R G, Bornemann G, Lemelson S, Walter M H, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17:680-685
23. Luthardt R G, Sandkohl O, Herold V, Walter M H. Accuracy of the mechanical digitizing with a CAD/CAM system fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001;14:146-151.
24. Quaas S, Rudolph H, Luthardt R G. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35:903-908.
25. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, L Lozano JF. Marginal fit of posterior Zirconio FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:398-399
26. Gonzalo E, Suárez M J, Serrano B, L Lozano J F. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009;102:378-384
27. Martínez-Rus F, Suárez M J, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011;105:108-114

28. Vega JM. Materiales en Odontología: Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Madrid: Avances; 1996.
29. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res* 2002;81:547-51.
30. Serrano Madrigal B. Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos. Tesis Doctoral: UCM; 2005.
31. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales de los núcleos cerámicos en combinación con porcelanas. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 1999; 1: 161-175.
32. Acevedo R. Análisis del sellado marginal y la resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores. Tesis Doctoral: UCM; 2011.
33. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):551-6.
34. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17(4):289-95.
35. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):349-55.
36. Waltimo A, Kemppainen P, Kononen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993;101(6):416-21.
37. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30(9):873-7.
38. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
39. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74(2):145-50.
40. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):491-495.
41. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22(6):597-603.

42. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.
43. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):217-22.
44. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.
45. Ghazy MH, Madina MM. Fracture resistance of metal- and galvano-ceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):610-2.
46. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-65.
47. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3):308-18.
48. Reitemeier B, Hansel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):397-9.
49. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90(1):31-41.
50. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):561-9.
51. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.
52. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81(9):623-7.
53. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006;85(3):277-81.
54. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24(8):1077-82.

55. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2007;38(6):e355-63.
56. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):142-149.
57. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):106-14.
58. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34(9):702-9.
59. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
60. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:31-41
61. Salido MP, Suárez MJ, Pradies G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Prot Est* 2000;2(3):225-32.
62. Suárez M J, González de Villaumbrosia P, Pradies G, L Lozano J F. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-232.
63. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-7.
64. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4:195-206.
65. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa, Kobayashi Y et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26:820-826
66. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):468-75.

67. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):468-72.
68. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J* 2010;21:528-32.
69. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79:722-31.
70. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;1:442-8.
71. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008;4:1440-7.
72. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-5.
73. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778-784.
74. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010;6(12):4547-52.
75. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(5):317-25.
76. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a High-Noble Alloy Bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008;100:274-284.
77. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96:154-64.
78. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996;17(19):1891-5.

79. Snyder MD, Sierraalta M, Razzoog ME. Load of fractures of veneered zirconia material. [abstr 451]. J Dent Res 2003;82(Spec Iss B):194.
80. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004;31:682-8.
81. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007;23:177-185
82. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. Dent Mater 201;27:1259-1266
83. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneered-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007;23:115-123
84. Luthy H, Fiser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler Lj, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater 2005;21:930-937
85. Rosentritt M, Behr M, R L, S K, G H. Fracture Strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. J Dent Res 2001;80:57.
86. Stiesch-Scholz M, Scheneemann P, Borchers L. In vitro fracture resistance of 4-unit all-ceramic fixed partial dentures. IADR abstracts 2005 (Abstract # 0555).
87. Ludwig K, M K, S K. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. J Dent Res 2001;80 (Special Issue IADR Abstracts # 998)
88. Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler S. Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. J Dent Res 2001;80:640.
89. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. J Dent Res 2001;80:57
90. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. J Am Ceram Soc 1999;82:2150-2154
91. Fisher J, Stawarczyk B, Trottmann A Hämmerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater 2009;25:419-423.
92. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent 2008;36:316-321

93. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-983
94. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:401-408
95. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater* 2008;24:9-17
96. Fisher J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008;27:448-454.
97. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;15:381-386
98. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9-18.
99. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res* 2008;87:666-670.
100. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M et al. Ce-TZP/A1203 nanocomposite as bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002;63:262-270
101. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop Relat Res* 2000;379:94-112
102. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8
103. Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res* 2008;87:1127-1132
104. Allahkarami M, Hanan JC. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. *Dent Mater* 2011;27:1279-1284

9. ANEXO

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS

1

Procedimiento MEANS

Variable	Etiqueta	N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
FRAC_PAR	FRAC_PAR	20	76.1	44.6	21.6	78.3	167.8
FRAC_TOT	FRAC_TOT	20	237.3	60.6	142.1	226.8	402.9
frac_dif		20	161.3	62.0	3.5	164.9	282.0

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA

2

Procedimiento MEANS

CERAMIC	Número de observaciones	Variable	Etiqueta	N	Media	Dev tip	Min	Percentil 50	Máx
L	10	FRAC_PAR	FRAC_PAR	10	109.8	33.9	48.4	108.7	167.8
		FRAC_TOT	FRAC_TOT	10	263.4	72.6	142.1	262.3	402.9
		frac_dif		10	153.5	81.3	3.5	169.3	282.0
P	10	FRAC_PAR	FRAC_PAR	10	42.3	22.7	21.6	36.1	90.2
		FRAC_TOT	FRAC_TOT	10	211.3	31.0	160.1	217.8	255.0
		frac_dif		10	169.0	37.1	128.3	158.9	233.4

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA

3

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: FRAC_PAR (FRAC_PAR)

Momentos

N	20	Sumar pesos	20
Media	76.0655	Observ suma	1521.31
Desviación std	44.5850289	Varianza	1987.8248
Asimetría	0.44376375	Curtosis	-0.9400398
SC no corregida	153487.877	SC corregida	37768.6713
Coef. variación	58.6139957	Media error std	9.96951555

Medidas estadísticas básicas

Ubicación		Variabilidad	
Media	76.06550	Desviación std	44.58503
Mediana	78.33500	Varianza	1988
Moda	.	Rango	146.15000
		Rango intercuantil	72.61000

Tests para posición: Mu0=0

Test	-Estadístico-		-----P-valor-----	
T de Student	t	7.629809	Pr > t	<.0001
Signo	M	10	Pr >= M	<.0001
Puntuación con signo	S	105	Pr >= S	<.0001

Tests para normalidad

Test	-Estadístico--		-----P-valor-----	
Shapiro-Wilk	W	0.920473	Pr < W	0.1012
Kolmogorov-Smirnov	D	0.182539	Pr > D	0.0801
Cramer-von Mises	W-Sq	0.092028	Pr > W-Sq	0.1372
Anderson-Darling	A-Sq	0.581852	Pr > A-Sq	0.1172

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
100% Máx	167.770
99%	167.770
95%	153.220
90%	136.125
75% Q3	108.725
50% Mediana	78.335
25% Q1	36.115

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA

4

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: FRAC_PAR (FRAC_PAR)

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
10%	25.165
5%	22.320
1%	21.620
0% Mín	21.620

Observaciones extremas

-----Inferior-----		-----Superior-----	
Valor	Observación	Valor	Observación
21.62	14	120.89	10
23.02	19	123.82	4
27.31	17	133.58	9
29.35	16	138.67	3
33.88	15	167.77	5

DESCRIPTIVA VARIABLES NUMERICAS POR CERÁMICA

5

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: FRAC_TOT (FRAC_TOT)

Momentos

N	20	Sumar pesos	20
Media	237.3155	Observ suma	4746.31
Desviación std	60.5734146	Varianza	3669.13855
Asimetría	1.05706201	Curtosis	1.84856723
SC no corregida	1196086.56	SC corregida	69713.6325
Coef. variación	25.5244241	Media error std	13.5446273

Medidas estadísticas básicas

Ubicación		Variabilidad	
Media	237.3155	Desviación std	60.57341
Mediana	226.8300	Varianza	3669
Moda	.	Rango	260.74000
		Rango intercuantil	63.22500

Tests para posición: Mu0=0

Test	-Estadístico-		-----P-valor-----	
T de Student	t	17.52101	Pr > t	<.0001
Signo	M	10	Pr >= M	<.0001
Puntuación con signo	S	105	Pr >= S	<.0001

Tests para normalidad

Test	-Estadístico--		-----P-valor-----	
Shapiro-Wilk	W	0.93702	Pr < W	0.2105
Kolmogorov-Smirnov	D	0.153223	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.069547	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.439221	Pr > A-Sq	>0.2500

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
100% Máx	402.860
99%	402.860
95%	368.195
90%	320.070
75% Q3	262.275
50% Mediana	226.830
25% Q1	199.050

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: FRAC_TOT (FRAC_TOT)

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
10%	168.525
5%	151.085
1%	142.120
0% Mín	142.120

Observaciones extremas

-----Inferior-----		-----Superior-----	
Valor	Observación	Valor	Observación
142.12	3	265.99	6
160.05	17	268.52	8
177.00	18	306.61	7
188.24	16	333.53	9
192.86	15	402.86	10

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: frac_dif

Momentos

N	20	Sumar pesos	20
Media	161.25	Observ suma	3225
Desviación std	61.9892245	Varianza	3842.66396
Asimetría	-0.6802378	Curtosis	1.3830481
SC no corregida	593041.865	SC corregida	73010.6152
Coef. variación	38.4429299	Media error std	13.861212

Medidas estadísticas básicas

Ubicación		Variabilidad	
Media	161.2500	Desviación std	61.98922
Mediana	164.8650	Varianza	3843
Moda	.	Rango	278.52000
		Rango intercuantil	66.97500

Tests para posición: $\mu_0=0$

Test	-Estadístico-		-----P-valor-----	
T de Student	t	11.63318	Pr > t	<.0001
Signo	M	10	Pr >= M	<.0001
Puntuación con signo	S	105	Pr >= S	<.0001

Tests para normalidad

Test	-Estadístico--		-----P-valor-----	
Shapiro-Wilk	W	0.958437	Pr < W	0.5131
Kolmogorov-Smirnov	D	0.147409	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.064277	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.389903	Pr > A-Sq	>0.2500

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
100% Máx	281.970
99%	281.970
95%	257.660
90%	224.450
75% Q3	201.180
50% Mediana	164.865
25% Q1	134.205

Procedimiento UNIVARIATE

```

Variable: frac_dif

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil      Estimador
10%          73.905
5%           34.920
1%           3.450
0% Mín       3.450

Observaciones extremas

-----Inferior-----      -----Superior-----
Valor  Observación      Valor  Observación
3.45      3      202.41      13
66.39     5      215.12      7
81.42     4      215.55      19
128.28    11     233.35      14
132.74    17     281.97      10

TEST DE RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: frac_dif
CERAMIC = L

Momentos

N      10      Sumar pesos      10
Media      153.545      Observ suma      1535.45
Desviación std      81.2592104      Varianza      6603.05927
Asimetría      -0.4976296      Curtosis      0.0890816
SC no corregida      295188.204      SC corregida      59427.5335
Coef. variación      52.9220817      Media error std      25.6964186

Medidas estadísticas básicas

Ubicación      Variabilidad
Media      153.5450      Desviación std      81.25921
Mediana      169.2850      Varianza      6603
Moda      .      Rango      278.52000
      Rango intercuantil      118.53000

Tests para posición: Mu0=0

Test      -Estadístico-      -----P-valor-----
T de Student      t      5.975346      Pr > |t|      0.0002
Signo      M      5      Pr >= |M|      0.0020
Puntuación con signo      S      27.5      Pr >= |S|      0.0020

Tests para normalidad

Test      -Estadístico--      -----P-valor-----
Shapiro-Wilk      W      0.94731      Pr < W      0.6368
Kolmogorov-Smirnov      D      0.241435      Pr > D      0.0954
Cramer-von Mises      W-Sq      0.07147      Pr > W-Sq      0.2439
Anderson-Darling      A-Sq      0.361627      Pr > A-Sq      >0.2500

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil      Estimador
100% Máx      281.970
99%           281.970
95%           281.970
90%           248.545
75% Q3        199.950
50% Mediana    169.285

```

TEST DE RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

10

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: frac_dif

```

CERAMIC = L

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil      Estimador

25% Q1      81.420
10%         34.920
5%          3.450
1%          3.450
0% Mín      3.450

Observaciones extremas

-----Inferior-----      -----Superior-----

Valor  Observación      Valor  Observación

3.45      3      170.84      6
66.39     5      186.58      8
81.42     4      199.95      9
162.00    2      215.12      7
167.73    1      281.97     10

TEST DE RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: frac_dif
CERAMIC = P

Momentos

N      10      Sumar pesos      10
Media      168.955      Observ suma      1689.55
Desviación std      37.1120544      Varianza      1377.30458
Asimetría      0.6488529      Curtosis      -0.9775827
SC no corregida      297853.662      SC corregida      12395.7413
Coef. variación      21.9656444      Media error std      11.7358621

```

11

```

Medidas estadísticas básicas

Ubicación      Variabilidad

Media      168.9550      Desviación std      37.11205
Mediana      158.9350      Varianza      1377
Moda      .      Rango      105.07000
      Rango intercuantil      66.74000

Tests para posición: Mu0=0

Test      -Estadístico-      -----P-valor-----

T de Student      t      14.39647      Pr > |t|      <.0001
Signo      M      5      Pr >= |M|      0.0020
Puntuación con signo      S      27.5      Pr >= |S|      0.0020

```

```

Tests para normalidad

Test      -Estadístico--      -----P-valor-----

Shapiro-Wilk      W      0.906843      Pr < W      0.2600
Kolmogorov-Smirnov      D      0.205951      Pr > D      >0.1500
Cramer-von Mises      W-Sq      0.064912      Pr > W-Sq      >0.2500
Anderson-Darling      A-Sq      0.396351      Pr > A-Sq      >0.2500

```

```

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil      Estimador

100% Máx      233.350
99%           233.350
95%           233.350
90%           224.450
75% Q3        202.410
50% Mediana    158.935

```

TEST DE RANGOS SIGNADOS DE WILCOXON

12

```

Procedimiento UNIVARIATE
Variable: frac_dif
CERAMIC = P

```

Cuantiles (Definición 5)

Cuantil	Estimador
25% Q1	135.670
10%	130.510
5%	128.280
1%	128.280
0% Mín	128.280

Observaciones extremas

-----Inferior-----		-----Superior-----	
Valor	Observación	Valor	Observación
128.28	11	158.98	15
132.74	17	178.91	12
135.67	18	202.41	13
144.77	20	215.55	19
158.89	16	233.35	14

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION ENTRE CERÁMICAS

13

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRAC_PAR
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	10	152.0	105.0	13.228757	15.20
P	10	58.0	105.0	13.228757	5.80

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 152.0000

Aproximación normal

Z 3.5151
Pr de un lado > Z 0.0002
Pr de dos lados > |Z| 0.0004

Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.0012
Pr de dos lados > |Z| 0.0023

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 12.6229
DF 1
Pr > Chi-cuadrado 0.0004

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION ENTRE CERÁMICAS

14

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable FRAC_TOT
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	10	130.0	105.0	13.228757	13.0
P	10	80.0	105.0	13.228757	8.0

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 130.0000

Aproximación normal

Z 1.8520
Pr de un lado > Z 0.0320

Pr de dos lados > |Z| 0.0640

Aproximación t

Pr de un lado > Z 0.0398

Pr de dos lados > |Z| 0.0796

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 3.5714

DF 1

Pr > Chi-cuadrado 0.0588

TEST DE SUMA DE RANGOS DE WILCOXON: COMPARACION ENTRE CERÁMICAS

15

Procedimiento NPAR1WAY

Puntuaciones de Wilcoxon (Sumas de rango) para la variable frac_dif
Clasificado por la variable CERAMIC

CERAMIC	N	Suma de puntuaciones	Esperado debajo de H0	Std Dev debajo de H0	Puntuación de la media
L	10	105.0	105.0	13.228757	10.50
P	10	105.0	105.0	13.228757	10.50

Test de dos muestras de Wilcoxon

Estadístico 105.0000

Aproximación normal

Z 0.0000

Pr de un lado < Z 0.5000

Pr de dos lados > |Z| 1.0000

Aproximación t

Pr de un lado < Z 0.5000

Pr de dos lados > |Z| 1.0000

Z incluye una corrección de continuidad de 0.5.

Test de Kruskal-Wallis

Chi-cuadrado 0.0000

DF 1

Pr > Chi-cuadrado 1.0000